

**Dreidimensionale digitale Analyse der internen und
marginalen Passung gefräster Lithiumdisilikat-
Teilkronen in vitro**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent)

vorgelegt dem Rat der medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-
Universität Jena

von Christina Susanne Wenzl

geboren am 05.02.1991 in Würzburg

Gutachter

- 1. Prof. Dr. med. dent. habil. Arndt Güntsch, Milwaukee**
- 2. PD Dr. med. dent. habil. Monika Schmidt, Jena**
- 3. PD Dr. med. dent. habil. Georg Cachovan, Hamburg**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 25.04.2017

Inhaltsverzeichnis

I. Abkürzungsverzeichnis	6
1. Zusammenfassung.....	7
2. Einleitung	9
2.1 Dentale Keramiken	10
2.2 Computerunterstützte Herstellung zahnärztlicher Restaurationen	13
2.3 Zahnärztliche Abformungen	15
<i>2.3.1 Abformmaterialien</i>	<i>16</i>
<i>2.3.2 Abformtechniken</i>	<i>24</i>
3. Ziel der Arbeit.....	27
4. Material und Methodik.....	28
4.1 Präparation	29
4.2 Abformungen.....	29
<i>4.2.1 Materialien</i>	<i>29</i>
<i>4.2.2 Procedere</i>	<i>31</i>
4.3 Herstellung der Meistermodelle	33
4.4 Computergestützte Fertigung der Teilkronen	35

4.5 Digitalisierung	36
4.6 Analyse und Auswertung	36
4.7 Statistische Absicherung	38
5. Ergebnisse	39
5.1 Quantitative Analyse	39
<i>5.1.1 Interne Passung</i>	<i>39</i>
<i>5.1.2 Marginale Passung.....</i>	<i>41</i>
5.2 Qualitative Analyse	42
<i>5.2.1 Interne Passung</i>	<i>43</i>
<i>5.2.2 Marginale Passung.....</i>	<i>46</i>
6. Diskussion.....	49
6.1 Einfluss des Faktors Abformtechnik	49
6.2 Beurteilung von verwendetem Material und materialspezifischen Anforderungen	51
6.3 Bewertung des Studiendesigns	52
7. Schlussfolgerungen.....	55
8. Literatur- und Quellenverzeichnis	56
III. Danksagung	69
IV. Lebenslauf	70

V. Ehrenwörtliche Erklärung.....	71
----------------------------------	----

I. Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
Abb.	Abbildung
ca.	Circa (lat.: ungefähr, in etwa)
et al.	et alii (lat.: und andere)
etc.	et cetera (lat: und so weiter)
h	hour (engl.: Stunde)
k.A.	keine Angabe
lat.	Lateinisch
max.	Maximal
min	Minute
RMS	root mean square
s	Sekunde
STES	Surface Tension Erasers
vgl.	Vergleiche
WCS	Wetting Conditioners
z.B.	zum Beispiel

1. Zusammenfassung

Die Analyse der Passgenauigkeit als entscheidender Faktor für die Langlebigkeit von zahnärztlichen Restaurationen ist Gegenstand verschiedener wissenschaftlicher Untersuchungen (Manhart et al. 2004). Teilkronen aus Lithiumdisilikatkeramik können sowohl der Forderung nach maximaler Schonung der gesunden Zahnhartsubstanz als auch der nach Anwendung zahnfarbener ästhetischer Materialien entsprechen (Rekow et al. 2011). Eine optimale marginale und interne Passung ist dabei elementar für die Langlebigkeit von zahnärztlichen Restaurationen und hängt von verschiedenen Faktoren ab, zu denen neben der Präzision der Abformung, ein geeignetes Material und Herstellungsverfahren der Restauration zählen (Mörmann 2006, Stappert et al. 2005, Rekow et al. 2011).

Ziel der vorliegenden Studie war es, die Auswirkungen der Variation von Abformmethoden auf die interne und marginale Passung von lithiumdisilikatkeramischen Teilkronen des IPS e.max CAD Verfahrens in vitro zu untersuchen.

Hierfür wurde ein unterer erster Molar aus Kunststoff zur Aufnahme einer keramischen Teilkrone idealisiert präpariert und unter standardisierten Bedingungen mittels drei verschiedener Abformtechniken (Monophasen-, Doppelmisch- und Korrekturabformung) abgeformt. Dabei wurden elastomere Abformmaterialien verwendet. Auf Grundlage der Abformungen (n=5) wurden Präzisionsmodelle hergestellt, die dann mittels eines Streifenlichtscanners digitalisiert wurden. Die so erstellten Datensätze wurden genutzt um Teilkronen (n=15) aus Lithiumdisilikatkeramik mit dem IPS e.max CAD Verfahren herzustellen. Die keramischen Werkstücke wurden anschließend ebenfalls digitalisiert und in einem speziell für die industrielle Passungsanalyse vorgesehenem Computerprogramm in korrigierter „Best Fit“-Ausrichtung virtuell auf den präparierten Kunststoffzahn aufgesetzt.

Dabei wurden sowohl die gesamte Passung der Teilkrone auf dem präparierten Stumpf betrachtet als auch isoliert die Passgenauigkeit im Bereich der Präparationsgrenze. Die Auswertung der Daten erfolgte quantitativ anhand des kleinsten mittleren Abstands aller Punkte zwischen beiden Prüfkörpern (RMS), qualitativ anhand von farbcodierten Differenzbildern. Zur statistischen Analyse von

Signifikanzen wurden die einfaktorielle Varianzanalyse und Post-hoc Vergleiche nach Scheffé durchgeführt. Die RMS-Werte für die interne (marginale) Passung ergaben bei der Monophasenabformung 30,4 μm (79,4 μm), bei der Doppelmischtechnik 38,2 μm (83 μm) und bei der Korrekturabformung 61,4 μm (117 μm). Signifikante Unterschiede zwischen ein- und zweizeitigen Abformvarianten konnten nachgewiesen werden. Die Anzahl der verwendeten Abformmaterialien führte zu keinen signifikanten Differenzen. Qualitativ erwiesen sich weiche Kanten als vorteilig für die Passgenauigkeit, wohingegen scharfe Kanten, wie zum Beispiel im Bereich der approximalen Kästen zu Passungsdiskrepanzen führten.

Aus den Ergebnissen kann gefolgert werden, dass einzeitige Abformmethoden unter in-vitro-Bedingungen den zweizeitigen Varianten überlegen sind, da sie zu geringeren Passungenauigkeiten sowohl im internen als auch im marginalen Bereich führen. Statistisch nicht signifikant unterschieden sich die Ergebnisse nach Monophasen- und Doppelmischabformung. Auch konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den einphasigen und zweiphasigen Varianten festgestellt werden.

2. Einleitung

Vollkeramische Restaurationen gewinnen als zahnfarbene Alternative zum Goldstandard der Goldversorgung mehr und mehr an Bedeutung in der zahnärztlichen Praxis (Abbate et al., 1989, Stoll et al. 1999, Studer et al. 2000, Manhart et al. 2004). Auf dem Dentalmarkt existieren eine Vielzahl unterschiedlichster Keramiken für verschiedene Indikationsbereiche wie Inlays, Onlays, Overlays, Vollkronen und Brückenkonstruktionen (Craig et al. 2006). Mit den Fortschritten im Bereich der Materialforschung der letzten Jahre können keramische Versorgungen gleichzeitig das Bedürfnis nach Ästhetik und Langlebigkeit stillen (Mörmann 2006, Stappert et al. 2005, Rekow et al. 2011). Neben der Auswahl des passenden keramischen Werkstoffes für die jeweilige Situation ist für die Verlustrate des Zahnersatzes die marginale und interne Passgenauigkeit von entscheidender Bedeutung (Stelzig 2009, Beier et al. 2012, Guess et al. 2013). Je kleiner der marginale Spalt, umso geringer ist die Gefahr einer Sekundärkaries oder Parodontopathie (Horn 1982, Felton 1991, Felden et al. 2000). Die Verlustrate von Restaurationen mit einem marginalen Spalt von $> 150 \mu\text{m}$ gilt dabei um das Fünf- bis Zehnfache höher, als die von Restaurationen mit einem marginalen Spalt $< 50 \mu\text{m}$ (Heintze 2007). Ein Randspalt von ca. $50 \mu\text{m}$ erscheint dabei sowohl technisch als auch klinisch realisierbar (Lehmann et al. 1988). Auch eine hohe interne Passgenauigkeit gilt als elementar für die Langlebigkeit vollkeramischer Restaurationen (Silva et al. 2008). Passungsdiskrepanzen in diesem Areal müssen durch die Schichtdicke des Befestigungsmaterials ausgeglichen werden und können durch fehlende Homogenität dessen unter Kaudruck Materialrisse initiieren (Deng et al. 2003, Coelho et al. 2009, Zhang et al. 2009, Soares et al. 2006). Die Passgenauigkeit einer Restauration wird dabei in der Prozesskette der Herstellung von Zahnersatz von mannigfaltigen Faktoren bestimmt. Dazu zählen sowohl behandlungsbezogene Aspekte wie zum Beispiel das Einhalten der geforderten Präparationsrichtlinien (Federlin et al. 2005, Ahlers et al. 2009) als auch materialspezifische Aspekte, wie die Auswahl des geeigneten Materials, korrekte Anwendung und Verarbeitung (Kern und Pröbster 2002).

Dieser Wunsch nach einer zahnfarbenen Restaurationen mit idealen werkstoffkundlichen Eigenschaften ist aktuell Gegenstand mannigfaltiger Forschungen im Bereich der Zahnheilkunde (Manhart et al. 2004).

In der vorliegenden Studie wurden verschiedene Aspekte innerhalb der Prozesskette der Erstellung von Zahnersatz und ihr Einfluss auf die Qualität der fertigen zahnärztlichen Restauration untersucht. Dafür wurde mittels drei verschiedenen Abformmethoden das gleiche Referenzobjekt, in diesem Fall ein zur Aufnahme einer keramischen Teilkrone präparierter Phantomzahn, abgeformt. Dann wurden Meistermodelle hergestellt, digitalisiert und die Restaurationen hergestellt. Ein softwaregestützter dreidimensionaler Vergleich von fertigem Zahnersatz und präparierten Zahn sollte schließlich Aufschluss über die marginale und interne Passgenauigkeit in Abhängigkeit vom Faktor Abformung geben.

2.1 Dentale Keramiken

Definitionsgemäß handelt es sich bei dentalen Keramiken um nichtmetallische anorganische Verbindungen (Kern und Pröbster 2002). Auf Grund der Heterogenität der Materialgruppe der Keramiken bleibt diese Definition sehr allgemein. Grundsätzlich bestehen Dentalkeramiken aus Feldspat (60-80%), Quarz (15-25%) und Kaolin (0-5%).

Zur werkstoffkundlichen Analyse dieser Stoffgruppe werden verschiedene Parameter herangezogen, zu denen neben der Biegefestigkeit auch die Bruchzähigkeit und Oberflächenbeschaffenheit des Werkstücks zählen (Kern 2007).

Die Biegefestigkeit ist definiert als Belastbarkeit eines Werkstoffes bei kontinuierlich steigender Krafteinwirkung bis hin zum Bruch. Ermittelt wird sie beispielsweise mit dem Dreipunkt-Biegeversuch (Hahn und Löst 1992). Dabei wird ein Prüfkörper definierter Länge, Breite und Stärke mit ansteigendem Druck immer weiter belastet, bis hin zum Bruch des Prüfkörpers. Die Hauptbelastung der zu prüfenden Keramik liegt dabei auf der konvexen Seite, da die Zugspannung für Keramiken besonders ungünstig ist.

Als Bruchzähigkeit wird der Widerstand bezeichnet, den ein Werkstoff einem Riss entgegen bringen kann und der das Fortschreiten des Risses verhindern kann. Der Test erfolgt in der Regel mittels eines standardisierten Vierpunktbiegeversuchs, wobei in der Zugzone ein definierter Riss entsteht (Geis-Gerstdorfer et al. 1993).

Die Oberflächenqualität ist ein weiterer Faktor, der die werkstoffkundlichen Eigenschaften von Dentalkeramiken beeinflusst (Marx 1993). Über die Minimierung der Rautiefe, dem Abstand vom tiefsten Punkt einer Riefe bis zum höchsten Punkt eines Grates einer makrogeometrischen geraden Fläche, kann sie optimiert werden.

Es existieren verschiedene Möglichkeiten dentale Keramiken einzuteilen. Denkbar ist beispielsweise eine Gliederung nach Herstellungsart des Materials, oder auch nach chemischer Zusammensetzung. Die zuletzt genannte Variante erlaubt eine Einschätzung der Festigkeit der Materialien anhand der Gruppenzugehörigkeit (Pospiech und Tinschert 2004). Es erscheint demnach sinnvoll zwischen silikatkeramischen und oxidkeramischen Werkstoffen zu differenzieren.

Tabelle 1: Einteilung der Dentalkeramiken nach ihrer chemischen Zusammensetzung

Silikatkeramische Werkstoffe	Oxidkeramische Werkstoffe
Feldspatkeramik	Glasinfiltriertes Aluminiumoxid
Leuzitkeramik	Glasinfiltriertes Mg-Al-Sintell
Lithiumdisilikatkeramik	Glasinfiltriertes Zirkonoxid
Fluoroapatitkeramik	Dichtgesintertes Aluminiumoxid
	Dichtgesintertes Zirkonoxid

Silikatkeramiken bestehen aus einer amorphen Siliziumdioxid-Matrix oder auch Glasphase, in die kristalline Phasen eingebettet sind (Kern 2007). Weiter differenziert werden Silikatkeramiken in Feldspat- und Glaskeramiken. Feldspatkeramiken bestehen aus 60-80% Feldspat, 15-25% Quarz und 0-5% Kaolin und können bei

niedrigen Temperaturen unterhalb ihres Schmelzpunktes gesintert werden (Fischer und Kappert 2011). Diese Tatsache macht sie für Dentallabore besonders interessant. Anwendung finden die Feldspatkeramiken beispielsweise als Verblendmaterial auf Metallgerüsten. Bei den Glaskeramiken werden in einem sekundären Kristallisationsprozess feinkörnige Kristalle eingelagert, wodurch die Festigkeit erhöht wird (Hahn und Löst 1992, Fischer und Kappert 2011). In der Regel werden Silikatkeramiken auf Grund ihrer Transluzenz für Veneers, Teilkronen, Kronen im Frontzahnbereich und zur Verblendung verwendet (Pospiech und Tinschert 2004).

Oxidkeramiken zeigen gegenüber den Silikatkeramiken Vorteile im Hinblick auf die Biegefestigkeit, Bruchfestigkeit und Weibull-Modul (Lüthy et al. 2005, Pilathadka und Vahalova 2007).

In der vorliegenden Studie wurde eine Lithiumdisilikatkeramik verwendet. Dabei handelt es sich um eine Spezialform der Glaskeramik, die mit Lithiumdisilikat-Kristallen modifiziert wurde. Der dabei entstandene Werkstoff bietet eine enorme Stabilität und Bruchfestigkeit ähnlich den Oxidkeramiken, in seiner Ästhetik erinnert er an die Silikatkeramiken (Raigrodski 2004).

Oxidkeramiken sind einphasige, keramische Materialien, die aus Oxiden wie z.B. Zirkonoxid, Aluminiumoxid, Magnesiumoxid oder Titanoxid bestehen. Typischerweise haben sie einen sehr geringen bis hin zu gar keinem Glasanteil (Munz und Fett 1989, Pospiech und Tinschert 2004).

Weiter differenziert werden diese in glasinfiltrierte und dichtgesinterte Oxidkeramiken.

Glasinfiltrierte Oxidkeramiken bestehen aus einem porösen Gerüst aus Metalloxiden, das mit Lanthanoxidglas infiltriert wird (Sadoun 1996). Das Gerüst kann entweder aus Schlicker (Pulver-Flüssigkeits-Suspension) modelliert und anschließend gesintert oder aus industriell gefertigten Blöcken hergestellt werden.

Dicht gesinterte Oxidkeramiken bestehen aus Metalloxiden in einer kristallinen Phase ohne Glasphase (Munz und Fett 1989).

Oxidkeramiken erlauben wegen ihrer guten mechanischen Eigenschaften eine geringe Materialdicke, sind also auch bei geringem Hartschubabtrag indiziert (Kern 2007).

Bei der Planung einer keramischen Versorgung ist die Kenntnis der speziellen Indikationsbereiche für die einzelnen Keramiken elementar. Es existiert eine Vielzahl von Materialien, von denen keines universell einsetzbar ist (Conrad et al. 2007).

2.2 Computerunterstützte Herstellung zahnärztlicher Restaurationen

Innerhalb der Werkstoffgruppe der dentalen Keramiken liegt ein Schwerpunkt auf speziellen Materialien für die CAD/CAM-Technologie. Der Begriff Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) entstammt ursprünglich aus dem technischen Maschinenbau. CAD/CAM umfasst die dreidimensionale computergestützte Planung und anschließende computergesteuerte Fertigung eines Objekts. Die Funktionsweise der Systeme besteht aus drei wesentlichen Schritten (Miyazaki et al. 2009):

Den ersten Schritt stellt die 3D-Datenerfassung dar. Sie kann mechanisch taktil oder optisch erfolgen (Luthardt und Rudolph 2001, Schmidt et al. 1998, Tinschert et al. 2001). Das Prinzip der mechanisch taktilen Systeme beruht auf der Auslenkung von Abtastnadeln, was in ein digitales Signal umgewandelt werden kann. Die Genauigkeit dieser Methode gilt an Glattflächen als sehr hoch (Mehl 2001). Nachteilig jedoch sind die hohe Messzeit und die Tatsache, dass es an Kanten durch Verbiegen der Abtastnadeln zu größeren Ungenauigkeiten kommen kann (Becker 1996, Mehl 2001).

Das Prinzip der optischen Datenerfassung arbeitet berührungslos nach dem Prinzip der Triangulation. Die Oberfläche der Kavität wird entweder mit einem Laser oder mit einer Streifenlichtprojektion punktförmig, linienförmig oder flächig abgescannt.

Die dreidimensionale Datenerfassung ist sowohl intraoral oder auch extraoral anhand von Stumpfmodellen möglich (Luthardt und Rudolph 2001). Gips besitzt gute Eigenschaften für eine optische Vermessung, im Gegensatz zu den transparenten Zahnoberflächen, die häufig zunächst mit weißem Puder überdeckt werden müssen. Weiterhin entfallen Störfaktoren wie Blut und Speichel (Mehl 2001).

Der zweite Schritt ist die computergestützte Konstruktion anhand einer CAD-Software. Hierbei werden die erfassten Daten nun für die Fräsmaschine aufbereitet. Mittels der CAD-Software wird der virtuelle Zahnersatz konstruiert, wobei auf gespeicherte Zahnformen zurückgegriffen werden kann (Luthardt und Rudolph 2001).

Der dritte Schritt ist das eigentliche Erstellen des Zahnersatzes. Dazu wird eine spezielle Fräsmaschine genutzt, die aus einem Werkstoffblock die geplante Versorgung fertigt.

Je nachdem wo diese drei Schritte stattfinden, können verschiedene grundlegende Anwendungskonzepte der CAD/CAM Systeme unterschieden werden:

Beim Chairside-Konzept befinden sich alle oben genannten Komponenten in der zahnärztlichen Praxis (Mörmann und Krejci 1992). Der Zahnarzt nimmt mittels einer Kamera intraoral die präparierte Situation auf, konstruiert mit Hilfe eines Computersystems anhand der aufgenommenen Daten eine passende Restauration und sendet diese Daten an eine Fräsmaschine, die den Zahnersatz sofort aus einem Materialblock fräst (Harsono et al. 2013). Anschließend kann die Restauration innerhalb derselben Sitzung eingegliedert werden. Vorteilhaft ist bei diesem Konzept vor allem die Zeitersparnis, da auch bei indirekten Restaurationen nur eine Sitzung benötigt wird (Miyazaki et al. 2009). Des Weiteren kann die Qualität der Restaurationen durch das Standardisieren der Prozesskette bei der Herstellung signifikant erhöht werden (Beuer et al. 2008).

Beim Labside-Konzept nimmt der Zahnarzt eine konventionelle Abformung (Mehl 2001). Diese wird dann im zahntechnischen Labor digitalisiert und direkt im Labor von einer Fräsmaschine gefräst oder im Zuge des zentralen Labside-Konzepts an ein spezielles Fertigungszentrum übermittelt, in dem dann die Restauration hergestellt wird. Die bei diesem Konzept vorgesehene Nutzung der Fräsmaschine durch mehrere Behandler bietet einen ökonomischen Vorteil (Mehl 2001).

2.3 Zahnärztliche Abformungen

Zahnärztliche Abformungen, unabhängig davon ob digital oder konventionell hergestellt, bilden die Grundlage indirekt hergestellter Restaurationen. Ihre Präzision ist Grundlage für die Passgenauigkeit der fertigen Restauration und damit auch an deren Langlebigkeit (Dreyer-Jørgensen 1958, Lehmann et al. 1988, Walther und Heners 1995). Dabei sind sowohl die verwendeten Abformmaterialien als auch die Abformtechnik von entscheidender Bedeutung (Balkenhol et al. 2007, Walker et al. 2008). Begründet durch diesen hohen Stellenwert dieses Schrittes in der Prozesskette der Erstellung von Zahnersatz, gilt eine Vielzahl an Anforderungen an eine Abformung (Eichner 1981).

Bezüglich der Abformtechnik gilt, dass sie im klinischen Alltag gut realisierbar sein muss. Das bedeutet, dass hier ein Gleichgewicht zwischen Präzision und Komfort sowohl für Patient als auch für Zahnarzt gefunden werden muss.

Bezüglich der Abformmasse gilt ein optimales Fließverhalten, Benetzungsverhalten und Dimensionsstabilität als unverzichtbar, da nur so das Abformmaterial auch im Mundmilieu Details wiedergeben kann (Michalakis et al. 2007).

2.3.1 Abformmaterialien

Abformmaterialien können im Hinblick darauf ob sie im abgebundenen Zustand starr oder elastisch sind und ob sie reversibel oder irreversibel abbinden eingeteilt werden (Marxkors und Meiners 2005).

Tabelle 2: Einteilung der Abformmaterialien

	Irreversibel	Reversibel
Starr	<ul style="list-style-type: none">• Abformgips• Zinkoxid-Eugenol-Pasten• Kunststoffe	<ul style="list-style-type: none">• Thermoplastische Kompositionsmassen (Kerr, Stents)• Abdruckguttapercha
Elastisch	<ul style="list-style-type: none">• Alginate• Elastomere<ul style="list-style-type: none">○ Silikone:<ul style="list-style-type: none">▪ A-Silikone▪ K-Silikone○ Polyäther○ Polysulfide	<ul style="list-style-type: none">• Agar-Agar-Massen

An die zahnärztlichen Abformmaterialien werden allgemein folgende Anforderungen gestellt (Viohl 2000):

1. Ausreichende Elastizität bei genügender Festigkeit
2. Hohe Dimensionstreue
3. Hohe Detailwiedergabe
4. Kompatibilität mit Modellmaterialien
5. Günstige Verarbeitbarkeit
6. Adäquate Verarbeitungs- und Abbindezeit
7. Passende Konsistenz
8. Angenehmer Geruch und Geschmack

9. Biokompatibilität

10. Lagerfähigkeit

11. Möglichkeit zur Desinfektion des Abdrucks

Nicht alle Abformmaterialien erfüllen alle diese Kriterien, so können die starren Abdruckmaterialien nicht der Forderung nach Elastizität gerecht werden und spielen daher keine Rolle mehr in der zahnärztlichen Praxis (Wöstmann 1992).

Elastomere

Zu den elastomeren Abformmaterialien zählen A-Silikone, K-Silikone, Polyäther und Polysulfide (McCabe und Walls 2008). Sie bestehen aus einer Basis- und Härterpaste. Sobald beide Komponenten vermischt werden, wird eine Vernetzungsreaktion ausgelöst, im Zuge derer das Elastomer vom plastisch verformbaren in den elastischen Zustand übergeht.


Je nach Konsistenz des Abformmaterials initial nach Beginn der Vernetzungsreaktion werden die in Tabelle 3 aufgeführten Typen unterschieden. Die Einteilung erfolgt anhand einer Messung, bei der 0,5 ml des Materials zwischen zwei Glasplatten mit einer Kraft von 1,5 N zusammengedrückt werden. Das Material wird entsprechend des durchschnittlichen Durchmessers der daraus resultierenden Abformscheibe in die Typen 0-3 eingeteilt (McCabe und Walls 2008).

Tabelle 3: Konsistenztypen elastomerer Abformmaterialien nach ISO 4823 (2007)

Konsistenztyp	Bezeichnung	
	Deutsch	Englisch
0	Knetbar	Putty
1	Schwerfließend	Heavy
2	Mittelfließend	Medium
3	Leichtfließend	Light

Von den verschiedenen Konsistenztypen wird je ein Mindestmaß an Detailtreue gefordert, dass mit abnehmender Viskosität zunimmt.

Tabelle 4: Zusammenhang zwischen Konsistenztyp, Viskosität und Detailtreue nach DIN EN ISO 4823

Konsistenztyp	Viskosität	Detailtreue (in µm)
0		75
1		50
2		50
3		20

Silikone

Dentale Silikone sind organische Verbindungen des Siliziums, deren Atome über Sauerstoffbrücken miteinander vernetzt sind. Freie Valenzelektronen werden von Methylresten abgefangen.

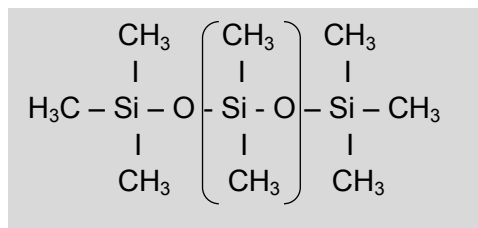


Abbildung 1: Struktur dentaler Silikone nach Marxkors und Meiners 2005

Abhängig von ihrer Vernetzungsreaktion unterscheidet man die additionsvernetzenden und die kondensationsvernetzenden Silikone (Borchers et al. 2005).

Additionsvernetzende Silikone

Additionsvernetzende Silikone bestehen aus Polyvinylsiloxan, Tensiden und einem Platin-Kondensator (Viohl 2000). Bei letzterem handelt es sich um eine Platin-Verbindung, die als „Organisator“ für die Additionsreaktion fungiert. An diesen lagern sich die endständige Vinylgruppe des Polyvinylsiloxans und das gebundene Wasserstoffatom des Organohydrogensiloxans an, werden über Ethylbrücken aneinander gebunden und lösen sich wieder vom Platin-Kondensator (Wöstmann 1992).

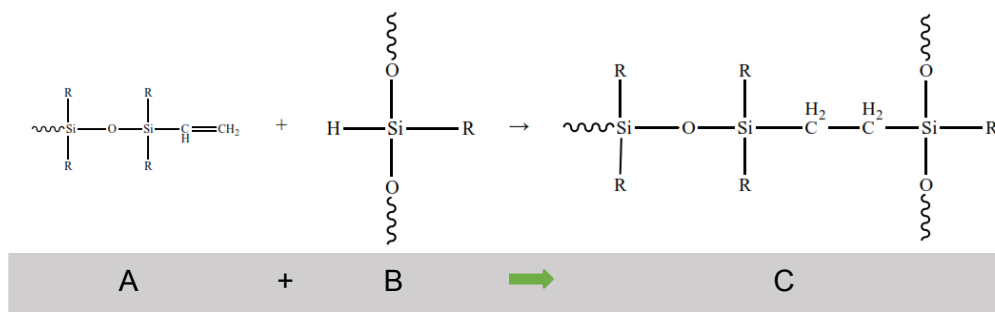


Abbildung 2: Reaktionsschema Additionsvernetzende Silikone (Marxkors und Meiners 2005)

Bei der Vernetzungsreaktion der A-Silikone werden keine Kondensate abgespalten, wodurch die hohe Dimensionsstabilität und damit verbundene Detailtreue der auch Polyvinylsiloxane genannten Abformmaterialien sowie ihre gute Lagerbarkeit begründet wird. Verschiedene Stoffgruppen greifen in die Vernetzungsreaktion der Silikone ein. Durch Schwefelgruppen von Latexhandschuhen beispielsweise kann die Funktionalität des Kondensators eingeschränkt werden und der Vernetzungsvorgang verlangsamt werden. Eisen- oder Aluminiumsulfate als Inhaltsstoffe von Retraktionsfäden stehen ebenfalls im Verdacht, eine Ursache für die Inhibition der Vernetzungsreaktion zu sein (Peregrina et al. 2003, Kimoto et al. 2005). Bis jetzt konnte dies jedoch in Untersuchungen nicht eindeutig bestätigt werden.

Des Weiteren sind A-Silikone durch ihre apolaren Kohlenwasserstoffketten stark hydrophob. Um dennoch eine extrinsische Hydrophilie erzielen zu können, werden Tenside zugesetzt. Bei Tensiden handelt es sich um amphiphile Stoffe, die sowohl

hydrophile als auch hydrophobe Anteile enthalten. Bei den A-Silikonen werden in der Regel Homologe des Nonylphenoxyethanols (Craig et al. 2006) verwendet.

Kondensationsvernetzende Silikone

Kondensationsvernetzende Silikone bestehen aus einer Basispaste aus Polydimethylsilanol und einer Härterpaste aus Äthylsilikat und einem Katalysator. Beiden Pasten sind Farbstoffe zugesetzt. Die gebundene Äthylgruppe des Äthylsilikats reagiert in Anwesenheit der Hydroxylgruppe des Polydimethylsilanols in einer Polykondensationsreaktion.

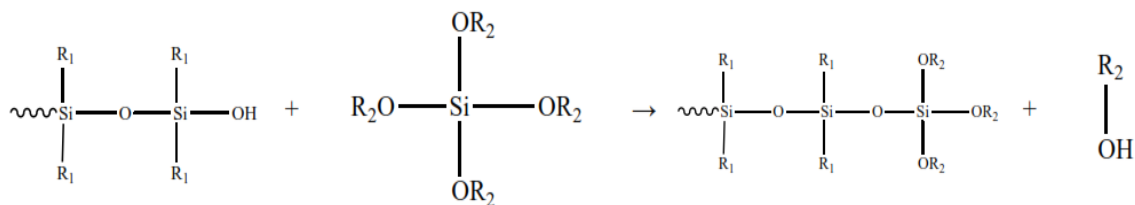


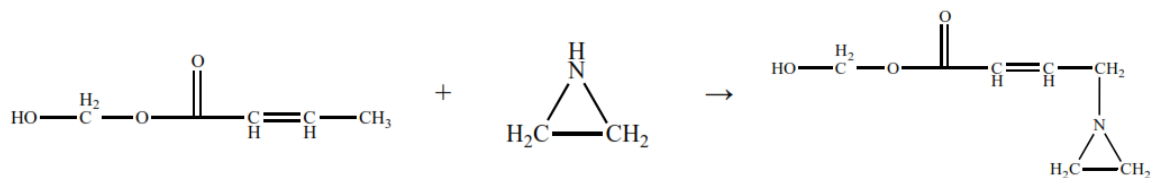
Abbildung 3: Vernetzungsreaktion der K-Silikone nach Marxkors und Meiners.2005

Bei dieser Vernetzungsreaktion wird Ethylalkohol abgespalten und verdunstet, wodurch der materialtypische Volumenschwund bei der Aushärtung des Materials entsteht (Marxkors und Meiners 2005).

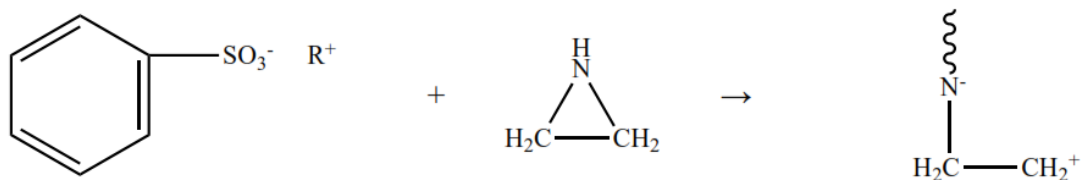
Polyether

Polyether bestehen aus den heterozyklischen Molekülen Äthylenoxid und Tetrahydrofuran, die unter Ringöffnung zu linearen Makromolekülen reagieren (Meiners 1977). Die endständigen Hydroxylgruppen werden mit einer ungesättigten Säure verestert. Die dabei entstandene Doppelbindung kann mit Äthylenimin reagieren, wodurch sich schließlich Molekülketten mit endständigen Aziridin-Gruppen bilden.

Für die Vernetzung der Polyether ist die Tatsache verantwortlich, dass der dreigliedrige Ring des Äthylenimins unter Anwesenheit der Säuren des Katalysators die Ringspaltung und anschließende Additionsreaktion begünstigt.



Teil 1



Teil 2

Abbildung 4: Polyadditionsreaktion der Polyether nach Marxkors und Meiners 2005

Polyether besitzen im Gegensatz zu den Silikonen eine intrinsische Hydrophilie, es werden also keine Tensidsysteme benötigt. Diese Hydrophilie ist den erheblichen Ladungsunterschieden innerhalb des Moleküls geschuldet und hauptverantwortlich für die hohe Detailtreue der Polyether (German et al. 2008). Ein Nachteil der

Polyether besteht in ihrer verglichen mit den Silikonen geringeren Dimensionsstabilität bei der Lagerung. Sie sollten einmalig und innerhalb von 24 Stunden nach Abdruckentnahme ausgegossen werden (Thongthammachat 2002). Auch wurde von allergenem Potenzial von Polyethern berichtet (McCabe und Walls 2008).

Hybridmaterialien

Mit den sogenannten Hybridmaterialien sollen die positiven Eigenschaften der Silikone mit denen der Polyäther verbunden werden. So entstanden Materialien, die sowohl hydrophil sind, wodurch sie eine hohe Detailwiedergabe der intraoralen Situation ermöglichen, als auch dimensionsstabil. Vertreter dieser Gruppe sind EXA'lence® (GC Corporation, Tokyo, Japan) und der Vinylsiloxanether Identium® (Kettenbach, Eschenburg, Deutschland).

Vinylsiloxanether

Vinylsiloxanether enthält in der Basispaste Divinylpolydimethylsiloxane und Divinylpolyether. Beide Stoffe werden durch das in der Härterpaste enthaltene Organohydrogensiloxan nach Initiation durch einen Platinkatalysator vernetzt. Hydrogensiloxan fungiert dabei als Crosslinker, der mit Hilfe seiner Wasserstoffatome jedes Siliziumatom über den Alkylrest abwechselnd mit einem Polyether und einem Siloxan verbindet (Stober et al 2010).

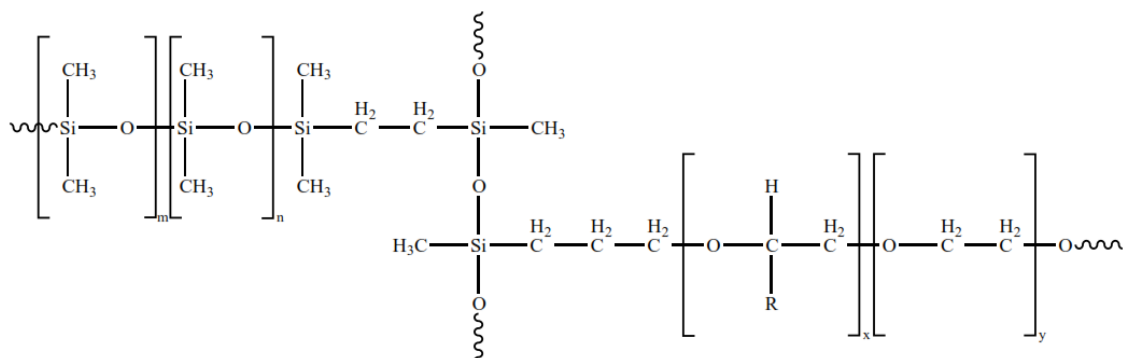


Abbildung 5: Vernetzter Vinylsiloxanether

Das gute Benetzungsverhalten von Vinylsiloxanether liegt in dem Zusammenspiel seiner Inhaltsstoffe begründet. Surface Tension Erasers (STES) sind Moleküle die nach Berührung des Materials mit Wasser an die Grenzfläche wandern und anfangs mit den hydrophilen Anteilen in das Wasser reichen, später ganz hinein wandern. Daraufhin bewegen sich die Wetting Conditioners (WCS) Moleküle in Richtung der STES. Durch eine Wechselwirkung zwischen beiden Molekülen wird dann die Grenzflächenspannung herabgesetzt und die Benetzung optimiert.

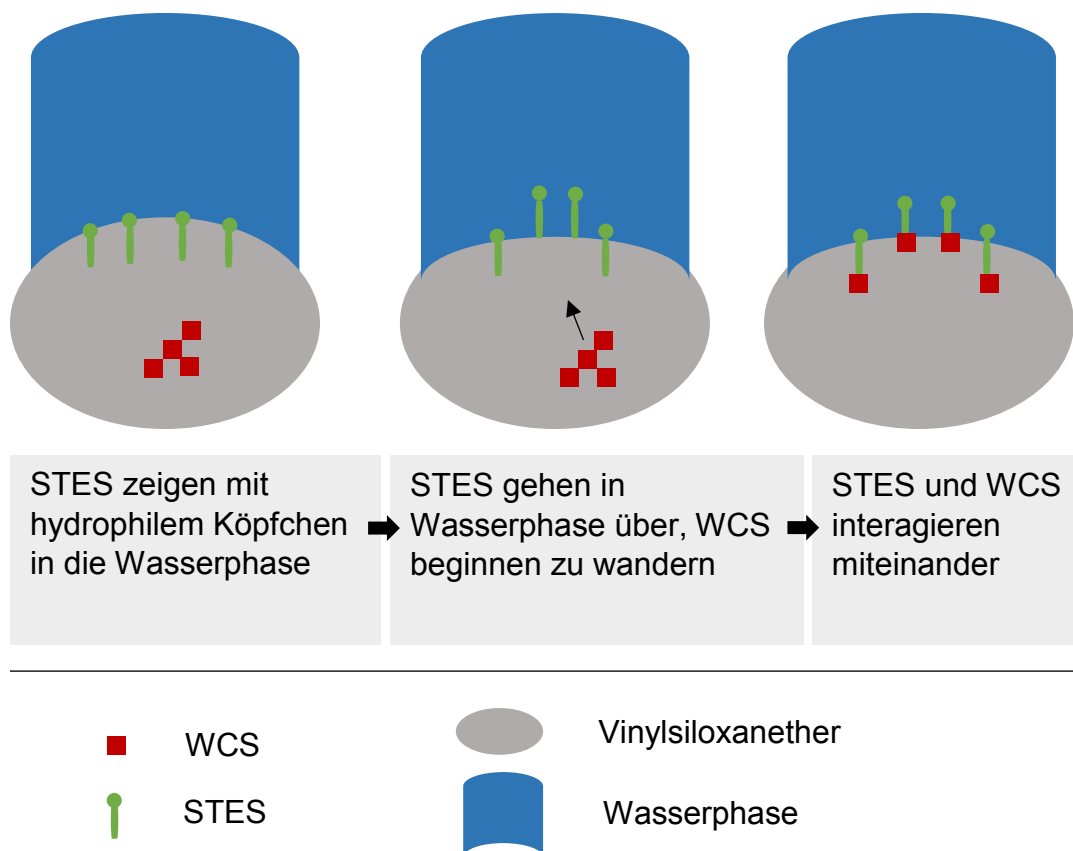


Abbildung 6: Schema Benetzungsverhalten von Identium® nach Herstellerangaben

2.3.2 Abformtechniken

Neben den Materialien spielt auch die Abformtechnik eine entscheidende Rolle für die Qualität einer Abformung (Fenske et al. 2001, Hung et al. 1992). Die verschiedenen Abformmethoden variieren generell in der Anzahl der Schritte, die zum Anfertigen benötigt werden und in der Anzahl der verwendeten Materialien.

Je nach Indikation kann durch Kombination von Schritten und Materialien die optimale Abformtechnik gewählt werden und so die Präzision wesentlich gesteigert werden (Nissan et. Al. 2000, Wöstmann 2005).

Tabelle 5: Einteilung der Abformtechniken nach Phasigkeit (Anzahl der verwendeten Materialien) und Zeitigkeit (Anzahl der benötigten Schritte)

	Einzeitige Verfahren	Zweizeitige Verfahren
Einphasige Verfahren	Monophasenabformung Hydrokolloidabformung	
Zweiphasige Verfahren	Doppelmischabformung	Korrekturabformung

Einzeitige Verfahren

Monophasenabformung

Bei der Monophasenabformung wird ein Material der Konsistenz vom Typ 2 eingesetzt und in einem Schritt abgeformt. Empfohlen wird die Verwendung eines individuellen Löffels (Marxkors 1978), durch den eine geringe Dimensionsänderung garantiert und der Staudruck zwischen Zahn und Elastomer optimiert wird. Bei Verwendung eines individuellen Löffels und automatisch angemischten A-Silikonem und Polyethern kann mit dieser einzeitig einphasigen Variante ein sehr präzises Ergebnis erzeugt werden. (Wöstmann 2005)

Doppelmischabformung

Bei der Doppelmischabformung handelt es sich um eine zweiphasige Abformtechnik. Dabei werden ein Putty-Material oder Heavy-Body-Material vom Typ 0 und leichtfließendes Material verwendet (Noak et al 2004). Je nachdem ob das dünnfließende Material auf das Putty/Heavy-Body oder den präparierten Zahn aufgebracht wird, spricht man von Doppelmischtechnik oder Sandwichtechnik.

Prinzipiell eignet sich dieses Verfahren gut um äqui- und supragingivale Bereiche mit einer hohen Präzision abzuformen (Nissan et al 2000).

Zweizeitige Verfahren

Korrekturabformung

Die Korrekturabformung ist eine zweizeitige Technik. Zunächst wird mit einem Putty-Material ein Vorabdruck genommen. Nach Aushärten des Materials werden dann alle Unterschnitte sowie interdentalen Septen der nicht präparierten Zähne entfernt. Anschließend wird mit Light-Body Material erneut abgeformt (Noack et al. 2004). Das Beschneiden der Erstabformung ermöglicht ein exaktes Reponieren des Abdrucks, damit dieser bei der Zweitabformung einen sehr präzisen individuellen Löffel imitieren kann. Der beim zweiten Schritt entstehende Staudruck ermöglicht auch eine Darstellung leicht subgingivaler Bereiche (Lehmann et al. 1982). Ein Nachteil des hohen Drucks ist jedoch, dass präparierte Zähne häufig zu klein dargestellt werden

(Viohl 2000, Stachniss et al. 1977). Das kann einerseits durch Auftragen eines Distanzlacks auf dem Modell korrigiert werden, andererseits können auch Abflusssrillen für das dünnfließende Material in die Putty-Abformung eingebracht werden (Wöstmann 1992).

Eine Variante der Korrekturabformung stellt das Verwenden einer Platzhalterfolie bei der Erstabformung mit dem Putty-Material dar (Rau 2002). Als vorteilhaft gilt hier vor allem die Zeitersparnis und die geringere Fehleranfälligkeit, da der aufwendige und stark individuelle Schritt des Ausschneidens der Erstabformung entfällt (Rau 2002).

Trotz der zufriedenstellenden klinischen Ergebnisse im Hinblick auf die Genauigkeit von Korrekturabformungen (Caputi und Varvara 2008, Nissan et al. 2000 und 2002) gilt die Tatsache, dass zusätzliche Zeit während der Behandlung und verschiedene Materialien benötigt werden, weiterhin als Nachteil dieses Verfahrens (Hung et al. 1992)

3. Ziel der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit war es die Auswirkungen der Abformmethode auf den internen und marginalen Spalt einer IPS e.max CAD gefertigten Teilkrone zu untersuchen.

Dabei lauten die zentralen Fragestellungen der vorliegenden Studie:

- Hat der Faktor Abformtechnik Einfluss auf die interne und marginale Passung?
- Welche Abformtechnik liefert sowohl qualitativ als auch quantitativ die geringsten Passungsdiskrepanzen?
- Wirken sich Anzahl der verwendeten Abformmaterialien und Anzahl der Abformschritte auf die Qualität der Abformung aus?
- Können die erstellten lithiumdisilikatkeramischen Teilkronen der klinisch geforderten Passungsgenauigkeit gerecht werden?
- Können die Präparationsrichtlinien für keramische Teilkronen bestätigt werden?

4. Material und Methodik

Um den Einfluss verschiedener Abformverfahren auf die Passung gefräster Teilkronen untersuchen zu können, wurden zunächst Abformungen einer Referenzpräparation angefertigt. Basierend auf diesen Abformungen erfolgte die Herstellung und Digitalisierung von Meistermodellen, bevor vollkeramische Teilkronen geplant und schließlich aus Lithiumdisilikat-Glaskeramik gefräst werden konnten. Die Passung der erhaltenen Restaurationen wurde in dem von SCHÄFER et al. (2013) beschriebenen volldigitalen Verfahren geprüft (Abb. 7).

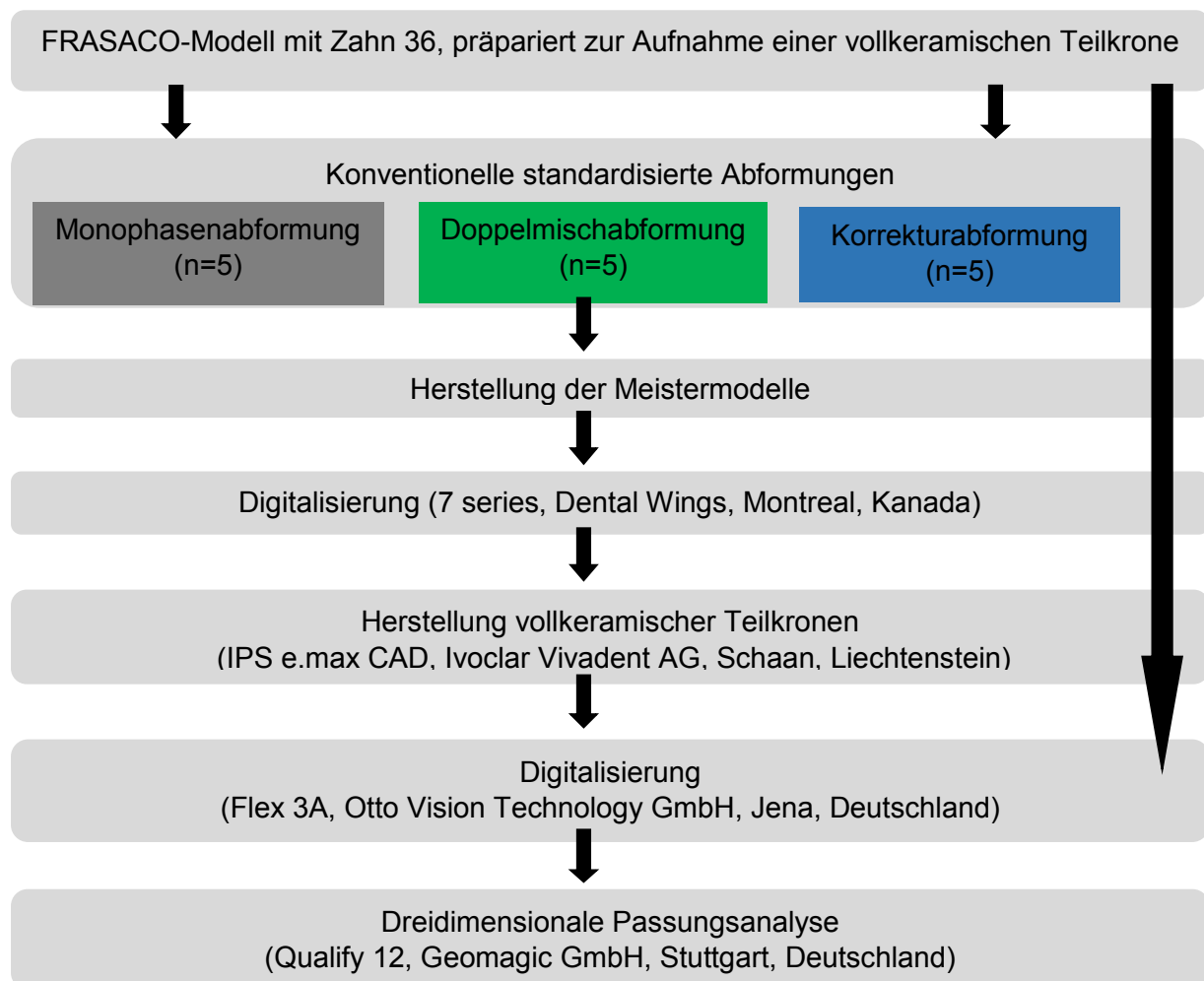


Abbildung 7: Schematische Darstellung des experimentellen Vorgehens

4.1 Präparation

Zur klinisch adäquaten Simulation einer Teilkronenversorgung wurde ein linker unterer Molar aus Melaminharz (AG-3 ZE 36, frasaco GmbH, Tettnang, Deutschland) präpariert. Dafür wurde der Einzelzahn zunächst in ein Simulationsmodell (Unterkiefer AG-3, frasaco GmbH) eingesetzt und dieses zusammen mit dem passenden Gegenkiefer unter maximalem Vielpunktkontakt in einen Phantomkopf (frasaco, P-6/3) montiert. Die Präparation erfolgte mit einem Schnellläufer-Winkelstück roter Codierung (Übersetzungsverhältnis 1:5) und einem geeigneten Set rotierender Instrumente in 100 µm und 50 µm-Körnung (Set 4562, Brasseler GmbH, Lemgo, Deutschland). Der Zahn wurde anatoform 1,5 mm eingekürzt, bevor zentral ein 1 mm tiefer Kasten angelegt und die bukkale Wand mit einer 1 mm tiefen Stufe versehen wurde. Approximal erfolgte die Präparation von 3 mm tiefen Kästen mit oszillierendem Instrumentarium (SONICflex prep ceram, KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland), primär um abgerundete Präparationsinnenwinkel zu schaffen sowie die Nachbarzähne zu schonen (Hugo 1999). Präparationssystematik und Substanzabtrag orientierten sich dabei streng an den Empfehlungen für vollkeramische Teilkronen aus Lithiumdisilikat-Glaskeramik (Hajtó 2010).

4.2 Abformungen

Es wurden jeweils fünf Abformungen des Referenzmodells mit Hilfe der Monophasen, Doppelmisch- sowie der Korrekturtechnik angefertigt.

4.2.1 Materialien

In Anlehnung an WITTSTOCK (2012) wurden einzeitige Abformungen mit einem Vinylsiloxanether und zweizeitige Abformungen mit einem Polyvinylsiloxan durchgeführt (Tabelle 6).

Um größtmögliche Standardisierung zu erzielen wurden die dünnfließenden Materialien im halbautomatischen Dispenser (Applyfix 4, Kettenbach GmbH) und die mittel- und zähfließenden Komponenten im automatischen Dosiergerät (Sympress 6000, Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland) vermengt.

Tabelle 6: Eingesetzte Abformwerkstoffe und deren Werkstoffeigenschaften nach Herstellerangaben

Abformtechnik	Monophase M	Doppelmisch D		Korrektur K	
Chemie	Vinylsiloxanether	Vinylsiloxanether		Polyvinylsiloxan	
Typ	Hybridmaterial	Hybridmaterial		A-Silikon	
Marke	Identium	Identium		Panasil	
Hersteller	Kettenbach GmbH Eschenburg	Kettenbach GmbH Eschenburg		Kettenbach GmbH Eschenburg	
Produkt	Identium Medium	Identium Heavy	Identium Light	Panasil binetics putty soft	Panasil initial contact light
Konsistenz-Typ (ISO 4823)	mittelfließend (medium)	schwer- fließend (heavy)	leicht- fließend (light)	knetbar (putty)	leicht- fließend (light)
Verarbeitungszeit bei 35°C in [s]	80	k.A.	80	120	90
Abbindezeit bei 35°C in [s]	330	330	330	300	240
Mischverhältnis	5:1	5:1	1:1	5:1	1:1
Härte [Shore-A]	60	60	46	56	46
Elastische Rückstellung nach Verformung in [%]	99	99	99	99,5	99,3
Max. lineare Kontraktion in [%]	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2

4.2.2 *Procedere*

Die interdentalen Dreiecke der nicht präparierten Zähne wurden mit lichthärtendem Kunststoff (LC Block out Resin, Ultradent, South Jordan, USA) ausgeblockt, um ein Einreißen der Interdentalsepten im Abformnegativ zu vermeiden und die Entformung der Gipsmodelle zu erleichtern. Vor der eigentlichen Abformung wurde das Unterkiefermodell auf eine Basisplatte aus Aluminium aufgesetzt und dort verschraubt. Diese Basis enthielt drei konische Führungsdorne, die in speziell angelegte Einschübe der Abformlöffel passen (Wittstock 2012). Durch das „Schlüssel-Schloss-Prinzip“ der Konstruktion waren eine eindeutige Führung der Abformlöffel sowie ihre genau definierte Endposition während des Abformvorgangs garantiert. Die Löffel selbst wurden ebenfalls aus Aluminium gefertigt und können als individuell angesehen werden, insbesondere da sie einen allseitig gleichen, 3mm großen Abstand zum Zahnbogen aufwiesen, was unter klinischen Bedingungen der geforderten doppelten Unterschnittstiefe entspricht (Wöstmann und Powers 2009).

Damit eine optimale Haftung des Abformmaterials am Löffel gewährleistet war, wurden alle Löffel vor ihrem Einsatz mit einer Korngröße von 110 µm Korund gestrahlt und dünn mit dem zum verwendeten Abformmaterial passenden Haftlack bestrichen (Identium Adhesive® oder Panasil Haftlack®, beide Kettenbach GmbH).

Um vergleichbare Ergebnisse zu erzielen, erfolgten alle Abformungen bei konstanter Umgebungstemperatur von 35°C. Außerdem verblieben die Abformlöffel dreimal länger als vom Hersteller gefordert (Wadhvani et al. 2005) in situ, damit das Material trotz fehlender Mundwärme vollständig abbinden konnte.

Auch die Kraft mit der die Abformlöffel axial auf das Modell gesetzt wurden, konnte durch das Aufsetzen von Gewichten von 50 N über 6 s (Sadat-Khonsari et al. 1999) standardisiert werden.

Nach erfolgter Entnahme wurden alle Abformungen unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille (EyeMag Pro S, Carl Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland) mit 2,5-facher Vergrößerung genau inspiziert und falls Artefakte wie Verformungen oder Fließdefekte erkennbar waren, verworfen.

Einzeitige Verfahren

Für die Monophasenabformung wurde eine Metallspritze (Elastomerspritze, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) mit mittelfließendem Material aus dem automatischen Dosiergerät befüllt. Der präparierte Zahn wurde mit Abformmaterial umspritzt und 3 s lang mit Druckluft umblasen. Parallel wurden die Abformlöffel blasenfrei mit mittelfließendem Material beschickt und schließlich auf dem Dentalmodell positioniert.

Für die Doppelmischabformung wurde das dünnfließende Material mit einer Applikationsspritze (Applyfix 4, Kettenbach GmbH) aufgebracht und wieder 3s verblasen. Zähfließendes Material wurde zeitgleich aus dem automatischen Dosiergerät (Sympress Dispenser, Kettenbach GmbH) in die Abformlöffel eingefüllt und dieser über die Führungsdornen auf das Modell gesetzt.

Zweizeitiges Verfahren

Um reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten, wurde die Erstabformung nicht wie klinisch üblich manuell beschnitten. Der für das Korrekturmaterial nötige Raum wurde anstatt dessen durch die Verwendung einer Platzhalterfolie (Plicafol, US-Dental, Tübingen, Deutschland) geschaffen.

Hierfür wurde der Löffel gleichmäßig und blasenfrei mit maschinell vermengtem knetbarem Silikon beschickt, eine entsprechende Folie aufgelegt und der so vorbereitete Abformlöffel über dem Unterkiefermodell in Endposition abgesenkt. Nach dem Aushärten des Materials wurde die Erstabformung vom Modell getrennt und die Folie entnommen, was zu einer gleichmäßigen Spaltbildung von etwa 0,2 mm zwischen Zahnreihe und Erstabformung führte. Nun wurden die Zahnreihen mit dünnfließendem Silikon umspritzt und 3 s lang mit gleichmäßigem Luftstrom verblasen, bevor die eigentliche Korrekturabformung vorgenommen werden konnte.

4.3 Herstellung der Meistermodelle

Dreißig Minuten nach Entnahme der Abformungen vom Modell wurden drei Sprühstöße à 0,5 ml Oberflächenentspanner (Debubblizer Surfactant, Almore Internat. Inc., Portland, USA) in den Abdruck gegeben, 30 s belassen und schließlich mit Druckluft vollständig getrocknet. Dieser Schritt soll die Qualität der Gipsmodelle erhöhen, da er die Oberflächenspannung herabsetzt und somit ein besseres Ausfließen des Dentalgipses an die Abformung ermöglicht (Millar et al. 1995, 1997).

Als Modellwerkstoff wurde ein Superhartgips der Klasse IV (Tewerock, Kettenbach GmbH) gewählt, der sich laut Hersteller durch seine hohe Detailtreue, hohe Druckfestigkeit von 58 MPa und seine geringe Abbindeexpansion von 0,10% auszeichnet.

Die Modelle selbst wurden mit dem Giroform System (AmannGirrbach AG, Pforzheim, Deutschland) hergestellt, da dieses in Hinblick auf die erzielbare Dimensionstreue anderen Verfahren überlegen ist (Hofmeister 2008).

Zunächst wurden alle irrelevanten Partien der Abformung wie bspw. die Umschlagfalte mit einem Skalpell (Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland) entfernt, um später einen möglichst niedrigen und dennoch stabilen Zahnkranz zu erhalten. Die vorbereitete Abformung wurde mit Hilfe von Giroform Putty (AmannGirrbach AG) so auf dem Trägerblech positioniert, dass die Kauebene parallel zur Tischebene erscheint. Durch Aufsetzen einer durchsichtigen Sockelplatte konnte ständig visuell kontrolliert werden ob die Mittellinie der Abformung berücksichtigt wurde und der komplette Zahnkranz auch in seiner vestibulären Ausdehnung auf der Platte zu liegen kam. Um die Lage der Pins im späteren Meistermodell zu überprüfen, wurde ein Probepin in die durchsichtige Sockelplatte eingebracht. Wenn dieser mindestens 3mm Platz bis zum Boden der Abformung hatte, wurden die geplanten Sägeschnitte eingezeichnet und mit Punkten die Anzahl der geplanten Pins markiert. Jedes herausnehmbare Segment musste mit 2 Pins versehen werden, um Rotationen zu verhindern. Nun wurde die Sockelplatte (AmannGirrbach AG) in den Plattenhalter des Pinbohrgeräts eingeschraubt und der Abformträger durch Metaldornen geführt bündig positioniert. Mit Hilfe eines vom Pinbohrgerät emittierten Laserstrahls konnte die Abformung ausgerichtet werden, bis die optimale Position für die Bohrung

gefunden wurde. Durch gleichzeitiges Drücken zweier Auslösetasten wurde der Plattenhalter elektromagnetisch fixiert und der Bohrvorgang ausgelöst. Anschließend wurde die Sockelplatte mit Giroform Pins bestückt und auf die Abformung aufgesetzt, um zu überprüfen ob die Platte planparallel auflag. 100 g Gipspulver wurden mit 20 ml destilliertem Wasser mit einem Spatel in einem Rührbecher kurz vermengt, bevor mittels Vakuumanrührer (Wamix Classic, Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg, Deutschland) 90 s angemischt wurde.

Die Gipsmasse wurde anschließend mit Hilfe eines Rüttlers (KV-26, Wassermann Dental Maschinen GmbH) langsam und portionsweise in die Abformung eingebracht bis die Zähne bedeckt waren. Danach wurde der Rest des Zahnkranzes ohne Rüttler aufgefüllt und die Retentionen der Pins auf der Sockelplatte mit Gips benetzt. Über die Führungsvorrichtung wurde die Platte schließlich aufgesetzt bis sie plan auf dem Abformlöffel auflag. Nach 35 min wurden die Modelle entformt, mit einer Lupenbrille (EyeMag Pro S, Carl Zeiss AG) genau begutachtet und sofern fehlerlos mit Hilfe einer diamantierten Trennscheibe (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) segmentiert. Anschließend wurden die einzelnen Segmente mit Hartmetallfräsen (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) und Sandpapier ausgearbeitet und die Präparationsgrenze zirkulär freigelegt.

4.4 Computergestützte Fertigung der Teilkronen

Um die gewünschten Objekte computergestützt herstellen zu können, wurden die aus den Abdrücken gewonnenen Modelle gescannt. Die Digitalisierung erfolgte mit einem 3D Scanner (7series, Dental Wings Inc., Corp., Montreal, Kanada), der aus einer Lichtquelle und zwei Kameraobjektiven besteht und insgesamt fünf Bewegungsachsen (Freiheitsgrade) aufweist. Diese ermöglichen es, auch schwer einsehbare Bereiche genau zu erfassen und gelten daher mittlerweile ein „Quasi-Standard“ in der optischen Messtechnik.

Die Lichtquelle projizierte Linienmuster auf das zu scannende Objekt, die gleichzeitig von beiden Objektiven aufgenommen werden. Da die Strecke und der Winkel zwischen Kamera und Lichtquelle bekannt ist, kann die räumliche Position, an der das Licht reflektiert wird, über den Satz des Pythagoras berechnet werden. Diese Technik ist als *Triangulation* also Dreiecksvermessung bekannt. Der Scankopf erfasst Konturlinien der gesamten Objektoberfläche, wobei jede einzelne dieser Konturlinien punktwise in ein Koordinatensystem transferiert wird, wodurch letztlich eine Punktwolke entsteht. Basierend auf dieser Punktwolke kann nun eine aus Dreiecken bestehende Oberfläche des Objekts beschrieben werden. Mit intelligenten Reduktionsalgorithmen wird die Anzahl der Dreiecke soweit minimiert, dass eine hinreichende Oberflächengenauigkeit bei akzeptabler Größe des resultierenden Datensatzes entsteht.

Mit Hilfe der zum Scanner gehörenden Software (DWOS, Dental Wings Inc.) wurden die Präparationsgrenzen und Einschubachsen der späteren Teilkronen festgelegt. Die Gestaltung der Restaurationen erfolgte auf Grundlage einer Zahndatenbank unter Berücksichtigung der materialspezifischen Anforderungen (vertikaler und horizontaler Zementspalt: 60 µm, zervikaler Zementspalt: 20 µm, Randstärke: 0,2 mm, Fräsradius: 0,605 mm). Anschließend wurden die virtuell gestalteten Teilkronen aus Lithiummetasilikatblöcken (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) gefräst. Hierfür kam eine 5-Achsen CNC-Fräse (Ultrasonic 20 linear, Sauer GmbH, Stipshausen, Deutschland) zum Einsatz, die neben rein rotierende auch oszillierende Bewegungen ausführen konnte. Die gefrästen Teilkronen wurden gemäß Herstellerangaben ausgearbeitet, wobei bewusst auf die zahntechnische Auffassung verzichtet wurde, um einer Verfälschung der Ergebnisse vorzubeugen.

Schließlich wurde das Lithiummetasilikat in einem finalen Kristallisationsbrand (Programat CS 2, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) in das eigentliche Lithiumdisilikat-Gefüge überführt, wobei die Teilkronen die charakteristische zahnähnliche Farbe und Transluzenz erhielten.

4.5 Digitalisierung

Zur virtuellen Analyse eventuell aufgetretener Passungsdiskrepanzen wurden die hergestellten Teilkronen sowie der präparierte Zahn erneut digitalisiert. Dies erfolgte mit einem Streifenlicht-Referenzscanner (FLEX 3A, Otto Vision Technology GmbH, Jena, Deutschland). Das ursprünglich vom Fraunhofer-Institut für Angewandte Optik und Feinmechanik entwickelte System arbeitet selbstkalibrierend ohne Notwendigkeit von Passmarken. Punktekoordinaten werden im Triangulationsverfahren (siehe 4.4.) erzeugt, wobei eine Genauigkeit von 5 µm erreicht wird (Schaefer 2014).

Die Datensätze wurden im STL Format (Surface Tessellation Language, Standardformat für CAD/CAM-Dateien) gespeichert. Um eine getrennte Analyse von interner und marginaler Passung vornehmen zu können, wurde der erhaltene Referenzdatensatz kopiert und bis auf die marginale Präparationsgrenze reduziert.

4.6 Analyse und Auswertung

Die Analyse der marginalen und internen Passgenauigkeit erfolgte mit Hilfe der Software QUALIFY 12 (Geomagic GmbH, Stuttgart, Deutschland).

Da das verwendete Programm ursprünglich dem Vergleich zweier Duplikate dient, in dieser Studie jedoch die Passgenauigkeit von Positiv und Negativ zueinander untersucht werden sollte, wurde das virtuelle Modell des präparierten Zahns zunächst invertiert.

Dann wurde die Präparation als Referenz- und die Teilkrone als Testobjekt festgelegt und ein 3D-Vergleich im „Best-Fit“-Verfahren durchgeführt. Diese Art der Ausrichtung basiert auf dem Prinzip des Iterative Closest Point Algorithmus. Dieser verändert die Position des beweglichen Testobjektes solange, bis dessen Abstand zur starren

Referenz gegen ein vorher definiertes Minimum strebt. Letzteres bildet damit die Toleranzschwelle der eigentlichen Ausrichtung ab und kann genutzt werden, um Ineinanderlagerungen von Krone und Präparation zu kompensieren, die klinisch nicht möglich wären. (Luthardt et al. 2005). Schließlich gilt diejenige Position in der das geometrische Mittel aller Punktabstände zwischen Präparation und Restauration (Root mean Square, RMS) am geringsten ist, als „Best-Fit“ also die am besten passende Ausrichtung.

Die Auswertung der marginalen und internen Passgenauigkeit orientierte sich an der Arbeit von SCHÄFER ET AL. (2012). Die „Best-Fit“-Position wurde unter Berücksichtigung der dreidimensionalen Einschiebung und der Nicht-Durchdringbarkeit harter Prüfkörper korrigiert und als „Actual-Fit“ wiedergegeben. Für die Beschreibung der internen Passung wurde die gesamte präparierte Oberfläche betrachtet, während für marginale Passungsanalysen der reduzierte Referenzdatensatz zum Einsatz kam.

Die qualitative Analyse erfolgte anhand von farbcodierten Differenzbildern des Referenzkörpers. Auf diesen Bildern sind die Abstände zwischen dem präparierten Zahn und den verschiedenen Restaurationen farbig gekennzeichnet. Bereiche mit gleicher Farbe weisen also auf gleiche Abstände hin. Blautöne symbolisieren dabei das Vorhandensein eines Spaltes, Orange bis rote Farben hingegen zeigen eine Ineinanderlagerung von Teilkrone und Referenzobjekt im Sinne eines Vorkontaktes. Klinisch sind dort Störkontakte zu erwarten, die vor dem finalen Einsetzen der Restauration eingeschliffen werden müssten.

4.7 Statistische Absicherung

Alle statistischen Tests wurden mit einer Statistik-Software (SPSS Statistics 20.0, SPSS Inc., Chicago, USA) durchgeführt. Für die primäre Testvariable RMS wurden Mittelwerte, Standardabweichungen sowie die Ober- und Untergrenzen des 95 %-Konfidenzintervalls berechnet. Durch eine einfaktorielle Varianzanalyse wurde geprüft, ob statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Proben bestehen, wobei Post-hoc Vergleiche nach Scheffé die Lage dieser Unterschiede präzisieren. Unter Wahrung des globalen Signifikanzniveaus 0,05 für Fehler erster Art wurde jede Abformtechnik wechselseitig mit den übrigen Techniken im Test verglichen.

A Priori wurden zudem Kontraste definiert um zu ermitteln, ob die Anzahl der Abformschritte (einzeitig versus zweizeitig) oder die Anzahl der verwendeten Abformmaterialien (einphasig versus zweiphasig) einen statistisch belegbaren Einfluss auf die erreichbare Passung hat. Eine Fallzahlplanung auf Datenbasis vorhergehender Untersuchungen (Schäfer et al. 2013, 2014) ergab eine Probengröße von $n=5$ je Gruppe.

5. Ergebnisse

Die Passgenauigkeit der Teilkronen wurde quantitativ anhand der RMS-Werte und qualitativ anhand der farbcodierten Differenzbilder analysiert.

5.1 Quantitative Analyse

Die quantitative Analyse umfasste eine Auswertung der RMS-Werte der marginalen und internen Passung.

5.1.1 Interne Passung

Zur Analyse der internen Passgenauigkeit der Teilkronen abhängig von der angewandten Abformtechnik wurden Mittelwerte und Standardabweichungen sowie Ober- und Untergrenzen der 95%-Konfidenzintervalle der Messergebnisse bestimmt und in Tabelle 7 dargestellt.

Tabelle 7: Deskriptive Statistik der mittleren RMS-Werte (alle Werte in μm) bezüglich der internen Passung differenziert nach M (Monophasenabformung), D (Doppelmischabformung) und K (Korrekturabformung), Signifikanzen werden mit hochgestellten Kleinbuchstaben dargestellt

	Mittelwert	Standardabweichung	95% Konfidenzintervall	
			Obergrenze	Untergrenze
M	30,4 ^a	5,6	37,4	23,5
D	38,2 ^a	8,9	49,3	27,1
K	61,4 ^b	10,5	74,4	48,4

Mit dem Levène-Test wurde die Homogenität der Varianzen ($p_{\text{int}}=0,674$) nachgewiesen. Die einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA ergab einen statistisch signifikanten Unterschied der RMS-Werte in Abhängigkeit vom Faktor Abformtechnik

($p_{\text{int}}=0$). Mittels der Post Hoc Vergleiche nach Scheffé wurden dann die einzelnen Abformtechniken miteinander verglichen. Es konnte nachgewiesen werden, dass die interne Passung der mit der Korrekturabformung hergestellten Teilkronen sich statistisch signifikant von denen mit Monophasen- bzw. Doppelmischabformung produzierten Werkstücken unterscheidet. Ob die Anzahl der Schritte der Abformtechnik oder verwendeten Materialien Einfluss auf die Passgenauigkeit hat wurde mit A Priori definierten Kontrasten ermittelt. Es zeigten sich statistisch belegbare Unterschiede abhängig davon ob eine einzeitige oder zweizeitige Abformtechnik durchgeführt wurde, die Phasigkeit wirkte sich nicht signifikant auf das Ergebnis aus.

5.1.2 Marginale Passung

Auch für die quantitative Analyse der marginalen Passung wurden Mittelwerte und Standardabweichungen sowie Ober- und Untergrenzen der 95%-Konfidenzintervalle der Messergebnisse abhängig von der Abformmethode ermittelt und in Tabelle 8 dargestellt.

Tabelle 8: Deskriptive Statistik der mittleren RMS-Werte (alle Werte in μm) der marginalen Passung differenziert nach M (Monophasenabformung), D (Doppelmischabformung) und K (Korrekturabformung), Signifikanzen werden mit hochgestellten Kleinbuchstaben dargestellt

	Mittelwert	Standardabweichung	95% Konfidenzintervall	
			Obergrenze	Untergrenze
M	79,4 ^a	7,8	89,0	69,76
D	83,0 ^a	4,0	88,0	78,03
K	117 ^b	12,6	132,6	101,4

Der Levène-Test führte zum Ergebnis $p_{\text{marg}}=0,367$, die erhobenen Werte können demnach als homogen angesehen werden. Die einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA ergab, dass statistisch signifikante Unterschiede zwischen den RMS-Werten abhängig vom Faktor Abformtechnik bestehen ($p_{\text{marg}}=0$). Mit dem Post Hoc Test nach Scheffé wurden die Ergebnisse der einzelnen Abformtechniken miteinander verglichen. Es zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den mit Korrekturabformung erzielten Ergebnissen gegenüber den Monophasen- bzw. Doppelmischabformung erstellten Teilkronen. Mit A Priori definierten Kontrasten zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede bezüglich der Anzahl der Schritte der Abformvarianten, die Anzahl der verwendeten Materialien wirkte sich nicht signifikant auf das Ergebnis aus.

5.2 Qualitative Analyse

Die qualitative Auswertung umfasst die Auswertung der marginalen und internen Passung der Teilkronen anhand von farbcodierten Differenzbildern abhängig von der angewandten Abformmethode. Den verschiedenen Abweichungswerten bei der Auffassung der Teilkronen auf die Modelle wurden dafür Farben zugeordnet. Dabei stellen gelbe, orangene und rote Farbtöne positive Abweichungswerte also eine Überkonturierung der Teilkronen, hellblaue bis dunkelblaue Farbverläufe eine Unterkonturierung also negative Abweichungswerte dar.

Mit der Monophasentechnik abgeformte Teilkronen neigen dazu im bukkalen Bereich der Präparationsgrenze und des okklusalen Kastens leicht überzukonturieren, wohingegen der approximale Kasten leicht unterkonturiert erscheint.

Sind Teilkronen mit der Doppelmischtechnik abgeformt, werden scharfe Kanten, Präparationsgrenze und okklusaler Kasten leicht vergrößert, abgerundete Winkel leicht verkleinert dargestellt.

Mit der Korrekturtechnik abgeformte Teilkronen zeigen sich im Bereich der Böden und Wände der approximalen Kästen massiv unterkonturiert. Auch die Areale an der Präparationsgrenze werden leicht verkleinert wiedergegeben, vergrößert dargestellte Bereiche werden nicht ersichtlich.

5.2.1 Interne Passung

Monophasentechnik

Das farbcodierte Bild der mit der Monophasentechnik abgeformten Teilkronen imponiert durch eine hohe Passgenauigkeit, verdeutlicht durch einen hohen Anteil grüner Bereiche. Vereinzelt erscheinen im okklusalen Kasten überkonturierte Areale, was durch gelbe Farbtöne mit Abweichungen im Bereich bis +50 μm illustriert wird. Im Bereich der pulpalen Wand der approximalen Kästen finden sich leicht unterkonturierte, hellblaue Zonen mit Abweichungen von -50 bis -100 μm . Abbildung 8 demonstriert dies exemplarisch.

Abweichungen

in
 μm

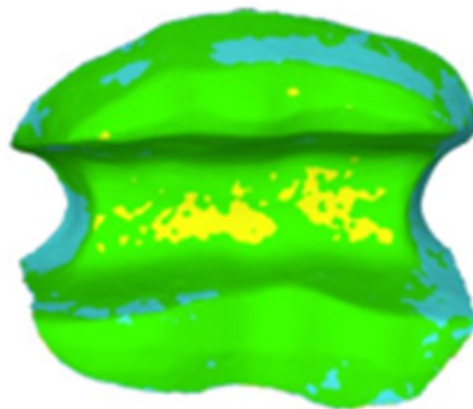


Abbildung 8: Farbdifferenzbild der internen Passung: Monophasentechnik

Doppelmischtechnik

Mit der Doppelmischtechnik abgeformte Teilkronen sind an scharfen Kanten, wie zum Beispiel am Übergang vom okklusalen in die approximalen Kästen leicht überkonturiert, was durch gelbe Zonen bei Abweichungen von 0 bis +50 µm gezeigt wird. An abgerundeten Stellen imponieren hellblaue Bereiche mit Werten von -50 bis -100 µm, die auf eine leichte Unterkonturierung hinweisen (Abb. 9).

Abweichungen

in
µm

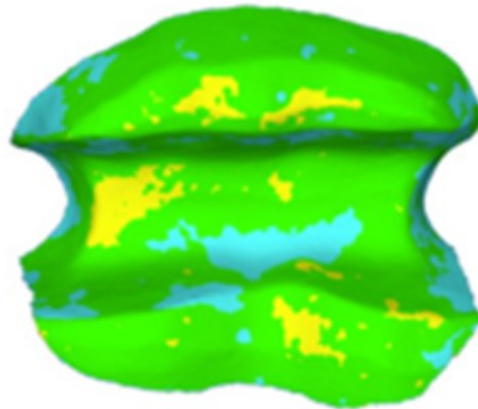


Abbildung 9: Farbdifferenzbild der internen Passung: Doppelmischtechnik

Korrekturtechnik

Mit der Korrekturtechnik abgeformte Teilkronen sind deutlich unterkonturiert, was durch das Ausmaß der blauen Zonen, die für Abweichungen von -50 bis zu -150 μm stehen, deutlich wird. Besonders ausgeprägt sind diese Passungsdiskrepanzen im Bereich der approximalen Kästen (Abb. 10).

Abweichungen

in
 μm

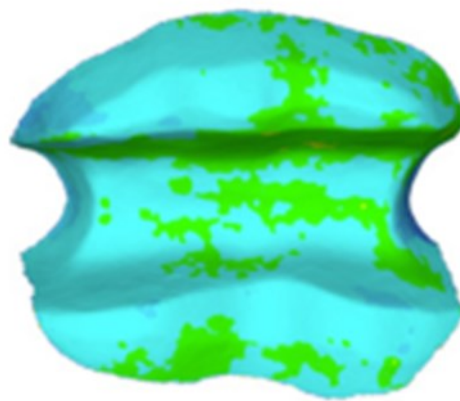


Abbildung 10: Farbdifferenzbild der internen Passung: Korrekturtechnik

5.2.2 Marginale Passung

Monophasentechnik

Mit der Monophasentechnik abgeformte Teilkronen weisen im marginalen Bereich sehr geringe Randspalten auf. Das farbcodierte Differenzbild wird von grünen Farben dominiert. Lediglich vereinzelt können gelbe Areale beobachtet werden, die auf eine Überkonturierung mit Abweichungswerten von 0 bis +50 µm hinweisen. Die größten Diskrepanzen sind approximal vorhanden (Abb. 11).

Abweichungen

in
µm

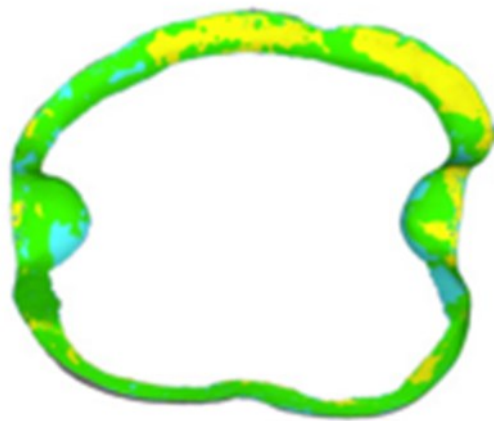


Abbildung 11: Farbdifferenzbild der marginalen Passung: Monophasentechnik

Doppelmischtechnik

Mit der Doppelmischtechnik abgeformte Teilkronen neigen dazu an scharfen Kanten und der Präparationsgrenze leicht überkonturierte Bereiche aufzuweisen. Diese im farbcodierten Differenzbild gelb dargestellten Bereiche erreichen Werte von 0 bis +50 μm . Vereinzelt zeigen sich auch unterkonturierte blau markierte Zonen an abgerundeten Arealen der marginalen Bereiche mit Abweichungen von -50 bis -100 μm (Abb. 12).

Abweichungen

in
 μm

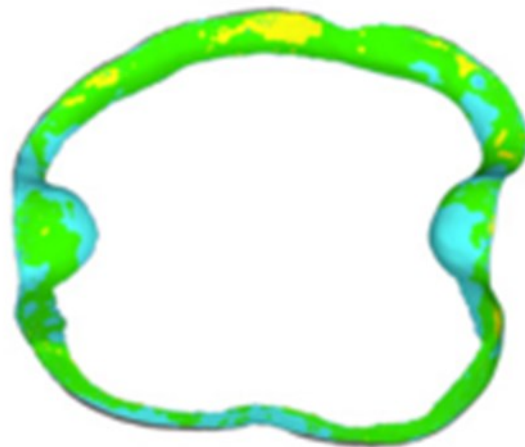


Abbildung 12: Farbdifferenzbild der marginalen Passung: Doppelmischtechnik

Korrekturtechnik

Bei der Analyse der farbcodierten Differenzbilder der Korrekturtechnik imponieren blaue Farbtöne, die auf eine Unterkonturierung hinweisen. Neben hellblauen Nuancen zeigen sich besonders approximal auch dunkelblaue Areale mit Abweichungswerten von -50 bis -150 μm . Eine Überkonturierung kann nicht beobachtet werden (Abb. 13).

Abweichungen

in
 μm

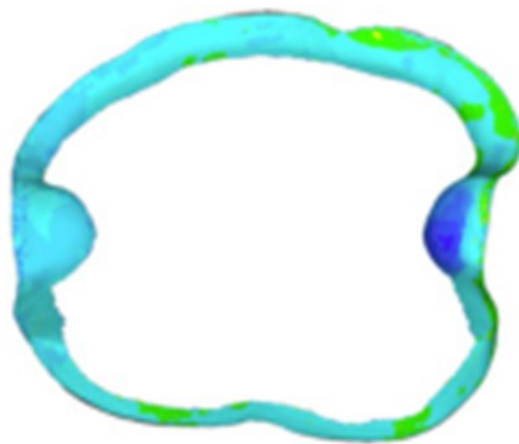


Abbildung 13: Farbdifferenzbild der marginalen Passung: Korrekturtechnik

6. Diskussion

In der vorliegenden Studie konnten signifikante Unterschiede zwischen ein- und zweizeitigen Abformvarianten im Hinblick auf die marginale und interne Passgenauigkeit von IPS e.max CAD Teilkronen nachgewiesen werden. Die Anzahl der verwendeten Materialien führte zu keinen signifikanten Differenzen. Qualitativ erweisen sich weiche Kanten als vorteilig für die Passgenauigkeit, wohingegen scharfe Kanten, wie zum Beispiel im Bereich der approximalen Kästen zu Passungsdiskrepanzen führten.

6.1 Einfluss des Faktors Abformtechnik

Zentrale Fragestellung dieser Arbeit war, ob konventionelle Abformverfahren Einfluss auf die Passung mittels CAD/CAM-Verfahren hergestellter Teilkronen haben. Die Ergebnisse zeigten sowohl qualitative als auch quantitative Unterschiede in der Passung der Teilkronen abhängig von der jeweiligen Abformtechnik.

Die Frage welche Abformtechnik die geringsten Passungsdiskrepanzen hervorruft kann nicht eindeutig beantwortet werden.

Allgemein lässt sich sagen, dass in vitro die Monophasen- und Doppelmischtechnik unter den angegebenen Untersuchungsparametern zu signifikant geringeren marginalen und internen Passungsdiskrepanzen als die Korrekturabformung führten. Damit werden Ergebnisse vorangegangener Studien (Faria et al. 2008, Franco et al 2011) bestätigt und erweitert, die eine Überlegenheit dieser Abformmethoden im Hinblick auf die marginale Passung postulierten. In klinischen Studien konnte dies bis jetzt nicht eindeutig bewiesen werden (Wöstmann et al 1996, 2008, Luthardt 2002).

Beim Vergleich der beiden Abformvarianten Monophasen- und Doppelmischtechnik konnte rein quantitativ keine signifikante Überlegenheit einer Abformtechnik gegenüber der anderen bestätigt werden, auch wenn bei der Analyse der farbcodierten Differenzbilder die Ergebnisse der Monophasenabformung sowohl marginal als auch intern homogener erschienen. Es lässt sich folglich keine endgültige Überlegenheit einer Abformvariante gegenüber den beiden anderen formulieren.

Die Monophasenabformung überzeugte vor allem bei der qualitativen Analyse durch nahezu ideale Passung. Innerhalb des Versuchsaufbaus wurde ein gleichbleibender Abstand von 3mm zwischen Löffelrand und Zahnbogen eingehalten, außerdem wurde der Löffel mit gleichbleibendem Druck optimal positioniert. Dies schuf ideale Voraussetzungen für das Gelingen einer Monophasenabformung (Wirz 1998) und begünstigte somit die guten Ergebnisse dieser einzeitigen und einphasigen Abformmethode.

Die Passung der mit Doppelmischtechnik abgeformten Teilkronen erwies sich sowohl marginal als auch intern als passgenau. Lediglich an scharfen Kanten zeigten sich leichte Dimensionsfehler.

Auf den farbcodierten Referenzbildern der mit der Korrekturtechnik abgeformten Teilkronen zeigte sich marginal ein heterogenes Bild aus stark vergrößertem Randspalt und intern nahezu exakt passenden Arealen, die somit als Frühkontakte für den Effekt der Klemmpassung verantwortlich gemacht werden können. Bei Passung auf den präparierten Zahnstumpf würde sich dieser Dimensionsfehler durch Frühkontakte im Bereich des okklusalen Kastens mit dem Effekt einer Klemmpassung äußern. Daraus resultiert dann ein vergrößerter Randspalt.

Als ursächlich für diesen Mechanismus der in verschiedenen Untersuchungen beschriebenen Effekt der elastischen Rückstellung des Erstabformmaterials bei der Korrekturtechnik, bei der das ausgehärtete Erstmaterial durch das Zweitmaterial stark irreversibel komprimiert wird (Fenske et al 2001, Nissan et al. 2002, Omar et al. 2003). In der vorliegenden Studie wurde daher eine Platzhalterfolie bei der Erstabformung eingebracht, durch die eine konstante Schichtdicke des Zweitmaterials realisiert werden sollte. Dieser Effekt konnte aufgrund der Ergebnisse jedoch nicht bestätigt werden, da es offensichtlich doch zu Zonen erhöhter Kompressionen besonders im Bereich der approximalen Kästen und des zervikalen Unterschnitts kam, woraus vermutlich eine unterschiedliche Schichtdicke des Zweitmaterials resultierte. Da dieses eine höhere lineare Dimensionsänderung hat, kann dies zu Verzerrungen im Abformnegativ führen (Hofmann und Ludwig, 1968).

Eine weitere Fragestellung dieser Arbeit war ob sich die Anzahl der verwendeten Schritte und Anzahl der verwendeten Materialien auf die Passgenauigkeit der Teilkronen auswirkt.

Die Ergebnisse zeigten eine signifikante Überlegenheit der einzeitigen Abformvarianten gegenüber der zweizeitigen Korrekturtechnik. Damit werden die Ergebnisse anderer in vitro Studien bestätigt (Faria et al. 2008, Franco et al 2011). Im Rahmen von klinischen Studien ist das Ergebnis nicht eindeutig. WÖSTMANN et al. (1996, 2008) beschrieb eine Überlegenheit der zweizeitigen Technik, LUTHARDT (2002) bewertete die einzeitigen Varianten als passgenauer.

Hinsichtlich der Frage, ob prinzipiell einphasig oder zweiphasig abgeformt werden sollte, konnte diese Studie keine statistisch signifikante Aussage treffen. Damit werden die Resultate vorangegangener Untersuchungen (Faria et al. 2008, Franco et al 2011, Wittstock 2012) weiter bestätigt.

Dennoch kann mit allen drei untersuchten Präzisionsabformtechniken die für klinischen Erfolg notwendige Randspaltgröße von 100 bis 150 μm (Böning et al. 2000) erreicht werden und somit von einem erfolgreichen Einsatz innerhalb der Prozesskette bei allen drei Abformvarianten gesprochen werden.

6.2 Beurteilung von verwendetem Material und materialspezifischen Anforderungen

Eine weitere Fragestellung dieser Arbeit war, ob das Material der Teilkronen den klinischen Anforderungen an die Passgenauigkeit gerecht wird und die allgemeinen Präparationsrichtlinien für Keramiken bestätigt werden können.

Aus der heterogenen Materialgruppe der dentalen Keramiken fiel in dieser Arbeit die Entscheidung auf die Verwendung von Lithium-Disilikatkeramik des IPS e.max CAD Verfahrens für die Herstellung aller Teilkronen. Begründet ist diese Wahl sowohl durch die ästhetischen als auch werkstoffkundlichen Vorteile, sowie der daraus resultierenden zunehmenden Bedeutung des Materials (Guess et al. 2010).

Als materialspezifische Besonderheit dentaler Keramiken gilt vor allem die geringere elastische Deformation im Vergleich zur Zahnhartsubstanz. Dieser Tatsache wird durch definierte Präparationsrichtlinien entsprochen, die sowohl das Abrunden von Kanten innerhalb der Kavität als auch eine minimale Materialstärke der späteren

Versorgung von 1,5 - 2 mm fordern (Tsitrou et al.2008, Ahlers et al. 2009). Diese Richtlinien wurden in der vorliegenden Studie eingehalten und können dadurch, dass bei der qualitativen Auswertung vor allem scharfe Kanten als Areale mit deutlichen Passungsdiskrepanzen identifiziert wurden, weiter bestätigt werden.

Randspalten von 20 µm bis hin zu 150 µm gelten als klinisch vertretbar hinsichtlich der Langlebigkeit klinischer Restaurationen (McLean und von Fraunhofer 1971, Karlsson 1993, Molin et al 1996, Wöstmann 1996, Shiratsuchi 2006, Baig et al. 2010) und konnten bei allen innerhalb dieser Studie erstellten Teilkronen erreicht werden.

Im klinischen Alltag orientiert sich die Präparationsform einer Restauration am Defekt des Zahnes. Laut DGZMK-Richtlinie besteht die Indikation für eine Teilkrone wenn mindestens ein Höcker Hartsubstanzdefekte aufweist. Die Teilkronenversorgung gilt verglichen mit der Vollkronenversorgung als wesentlich hartsubstanzschonender und entspricht damit dem Wunsch nach minimalinvasiver Zahnheilkunde (Edelhoff und Sorensen 2002, Krämer und Frankenberger 2005, van Dijken und Hasselrot 2010). DENNER (2003) fordert, dass zur Optimierung der Randspaltpassung alle Höcker eines Molaren in die Präparationsform einbezogen werden. Dies wurde in der vorliegenden Studie realisiert und kann durch die geringen marginalen Passungsdiskrepanzen, die den klinischen Forderungen entsprechen, weiter bestätigt werden.

6.3 Bewertung des Studiendesigns

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine In-vitro-Studie. Als Nachteil dieser Art von Studien ist die fehlende klinische Situation zu werten. So können verschiedene Faktoren, die im Praxisalltag Einfluss auf die Qualität einer Abformung haben, nicht realisiert oder wenn nur simuliert werden. In der vorliegenden Studie wurde beispielsweise bewusst auf die theoretisch und praktisch durchaus mögliche Applikation eines Sulcus-Fluid zur Simulation des feuchten intraoralen Milieus verzichtet, da der Fokus nicht auf den Einflussfaktoren der Elastomere sondern vielmehr auf der Bewertung verschiedener Abformtechniken lag.

Der Vorteil gegenüber In-vivo-Studien liegt jedoch ganz klar die Möglichkeit der Standardisierung von Abläufen und einzelnen Faktoren. Daraus resultiert eine

verbesserte Quantifizierbarkeit von Ergebnissen, die den Vergleich sowohl innerhalb einer Versuchsreihe als auch mit thematisch verwandten Untersuchungen ermöglicht (Abbate 1989).

Auch die Wahl eines Acryl-Referenzzahns und eine ausschließlich supragingivale nicht defektorientierte Präparation begünstigen weiterhin die Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der erzielten Resultate.

Das Material des Referenzzahns unterscheidet sich, bezüglich seiner Oberflächenbeschaffenheit, in Härte und Benetzbarkeit von einem natürlichen Zahn. Auch die Abformtechnik mit immer gleicher Einschubrichtung und definiertem Positionsstopp ist in der Realität nicht zu erreichen. Ebenso die in jedem Einzelversuch eingehaltene zirkuläre Elastomerdicke von mindestens 3 mm ist im klinischen Alltag kaum realisierbar, ermöglicht es in dieser Studie jedoch, die Ergebnisse unabhängig von diesen Kriterien zu beurteilen.

Für die Korrekturtechnik wurde das Polyvinylsiloxan Panasil® initial contact light und binetics Putty und nicht wie für die beiden einzeitigen Verfahren der Vinylsiloxanether Identium® verwendet, da Identium® laut Herstellerangaben nicht zur zweizeitigen Abformtechnik geeignet ist. In Vorversuchen bestätigte sich diese Herstellerangabe, da nach Aushärten der schwerfließenden Phase die dünnfließende Phase in einem zweiten Schritt keine Verbindung mehr mit der ersten Phase einging und sich einfach von ihr trennen lies. Dies macht das Abformergebnis unbrauchbar. Bisher gibt es keine wissenschaftlich belegte Hypothese, die dieses Phänomen eindeutig erklärt.

Durch die Wahl eines anderen Abformmaterials wurde somit nicht allein der Faktor Abformtechnik, sondern auch der Faktor Material verändert. Diese Variabilität kann jedoch vernachlässigt werden, da in einer vorausgegangenen Studie beide Materialien hinsichtlich ihrer Benetzungs- und Fließeigenschaft sowie ihres Dimensionsverhaltens untersucht wurden und keine signifikanten Differenzen im Hinblick auf Dimensionstreue und Fließeigenschaft ermittelt wurden (Schäfer 2011).

Weitere klinische Parameter wie Speichelfluss, Temperatur, die Lage der Präparationsgrenze sowie ökonomische Aspekte wie Materialanwendung und Zeitmanagement müssen vor einer eindeutigen Empfehlung der einzeitigen Techniken berücksichtigt werden.

Mit der computergestützten Herstellung der Teilkronen mit dem IPS e.max CAD Verfahren können potenziell entstehende Dimensionsfehler bei den Schritten des Aufwachsens und Einbettens wie sie bei konventionellen keramischen Pressverfahren nötig sind eliminiert werden und so eine hohe Standardisierung und Vergleichbarkeit der Ergebnisse erzielt werden. Dennoch wirken sich auch in dieser Studie die Elastomerschrumpfung und Gipsexpansion auf die Passung der Werkstücke aus.

Zwar sollen Gipse der Klasse IV in ihrer Expansion auf die Schrumpfung des Abformmaterials abgestimmt sein (Mandikos 1998), doch zeigen Studien von PERRSON et al. (2009), dass Abformungen und Gipsmodelle bis zu 4,5 µm voneinander abweichen können.

Die Digitalisierung von Teilkronen und Prüfkörper erfolgte mit Hilfe eines Streifenlicht-Referenzscanners über das Triangulationsprinzip. Diese Methode eignet sich zur Untersuchungen in der Zahnheilkunde (Schäfer et al. 2010).

Im Anschluss an die Digitalisierung werden Prüfkörper und Teilkrone in modifiziertem „Best Fit“-Ausrichtung bei optimaler Punkt-zu-Punkt-Durchdringung aufgepasst. Dabei entstehen bis zu 1,7 Millionen Messwerte anhand derer dann die interne und marginale Passung analysiert werden kann (Schäfer et al. 2013). Damit wird die von GROTEN et al. (2000) geforderte Datenmenge von 50-230 Messwerten bei weitem übertroffen. Somit können die in dieser Studie erzielten Ergebnisse der Passgenauigkeit der Teilkronen als aussagekräftig bezeichnet werden.

Im Unterschied zu der von LUTHARD et al. (2004) publizierten Replika-Technik, wird bei der hier angewandten Form der Analyse keine adhäsive Befestigung benötigt, da beide Objekte virtuell aufeinander gesetzt werden. Damit wird eine weitere potenzielle Fehlerquelle eliminiert und die Ergebnisse noch vergleichbarer.

Auch ist es nicht nötig Teilkrone und Referenzobjekt zu zerstören, um beispielsweise Schnittpräparate herzustellen, die dann rasterelektronisch oder lichtmikroskopisch erfasst werden können. Darin verbirgt sich ein weiterer Vorteil der hier genutzten virtuellen Analyse. Die untersuchten Teilkronen können nach Digitalisierung durchaus noch klinisch genutzt werden.

7. Schlussfolgerungen

- Einzeitige Abformverfahren unterschieden sich durch geringere mittlere Passungsdiskrepanzen quantitativ signifikant von der zweizeitigen Korrekturabformung. Auch in der qualitativen Analyse erscheinen diese Verfahren passgenauer. Daraus kann geschlussfolgert werden, dass die einzeitigen Verfahren der Monophasen- und Doppelmischtechnik unter in vitro Bedingungen der zweizeitigen Korrekturtechnik überlegen sind.
- Ein signifikanter Unterschied zwischen dem einzeitig einphasigen Verfahren der Monophasentechnik gegenüber der einzeitig zweiphasigen Methode der Doppelmischabformung konnte nicht nachgewiesen werden.
- Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen einphasigen und zweiphasigen Abformmethoden nachgewiesen werden.
- Die innerhalb der definierten Prozesskette erstellten Teilkronen liegen mit ihren Randspalten innerhalb des klinisch geforderten Rahmen von 100- 200 μm .
- Die Forderung nach abgerundeten Kavitäten und Vermeidung scharfer Kanten innerhalb der Kavität von keramischen Teilkronen wird insbesondere durch die qualitative Analyse bekräftigt.

8. Literatur- und Quellenverzeichnis

- 1) Abbate MF, Tjan A, Fox W. 1989. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. J Prosthet Dent, 61:527-531.
- 2) Ahlers MO, Morig G, Blunck U, Hajto J, Probst L, Frankenberger R. 2009. Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns. Int J Comput Dent.12:309–25.
- 3) Baig MR, Tan KB, Nicholls JL. 2010. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. J Prosthet Dent. 104(4):216–27.
- 4) Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B. 2007. Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. Int J Prosthodont Dent 20:573-575.
- 5) Becker J. 1996. Ein Weg zur computergestützten Herstellung keramischer Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z (51); 511-517.
- 6) Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Giesinger JM, Dumfahrt H. 2012. Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth. Int J Prosthodont. 25:395–402.
- 7) Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. 2008. Digital Dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. British Dental Journal 204:505-511.
- 8) Borchers L, Eichner K, Kappert HF. 2005. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 8. Aufl. Stuttgart u.a.: Thieme.

- 9) Böning K, Wolf B, Schmidt A, Kästner K, Walter M. 2000. Klinische Randspaltmessung an Procera AllCeram-Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 55:97-100.
- 10) Caputi S, Varvara G. 2008. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. J Prost Dent:99(4):274–281.
- 11) Coelho P, Silva N, Bonfante E, Guess PC, Rekow ED, Thompson V. 2009. Fatigue testing of two porcelain zirconia all-ceramic crown systems. Dental Materials. 25:1122–27.
- 12) Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. 2007. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent 98:389–404.
- 13) Craig RG, Powers JM, Wataha JC. 2006. Zahnärztliche Verarbeitung. 1. Aufl. München: Elsevier Urban & Fischer.
- 14) Deng Y, Miranda P, Pajares A, Guiberteau F, Lawn BR. 2003. Fracture of ceramic/ceramic/polymer trilayers for biomechanical applications. J Biomed Mater Res A. 67:828–33.
- 15) Denner ND. 2003. Der Einfluss unterschiedlicher Präparationsformen auf die Randspaltqualität von keramischen Teilkronen. [Dissertation]. Freiburg: Albert-Ludwig-Universität.
- 16) Dreyer-Jørgensen K. 1958. Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. Dtsch Zahnärztl Z, 13:461-469.
- 17) Edelhoff D, Sorensen JA. 2002. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. Int J Perio Rest Dent. 22:241–249.

- 18)** Eichner K. 1981. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung (Bd. 2). Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 207-230 (Heidelberg).
- 19)** Faria AC, Rodrigues RC, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF. 2008. Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. Brazilian Oral Research 22(4):293–8.
- 20)** Federlin M, Sipos C, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. 2005. Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on margin integrity--a scanning electron microscopic study. Clin Oral Investig. 9:8–17.
- 21)** Felden A, Schmalz G, Hiller KA. 2000. Retrospective clinical study and survival analysis on partial ceramic crowns: results up to 7 years. Clin Oral Investig. 4:199–205.
- 22)** Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. 1991. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. J Prosthet Dent, 65 (3):357-364.
- 23)** Fenske C, Sadat-Khonsari MR, Jüde HD. 2001. Der Einfluss verschiedener Abformtechniken auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen. Dtsch Zahnärztl Z 56 35-38.
- 24)** Fischer J, Kappert HF. 2011. Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In: Strub JR, Türp J C, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M, Hrsg. Curriculum Prothetik Berlin: Quintessenz Verlag.
- 25)** Franco EB, da Cunha LF, Herrera FS, Benetti AR. 2011. Accuracy of Single-Step versus 2-Step Double-Mix Impression Technique.
- 26)** Geis-Gerstorfer J., Kajantra P., Pröbster L., Weber H. 1993. Untersuchungen der Bruchzähigkeit und des Reißwachstums zweier

vollkeramischer Kronen- und Brückensysteme. Dtsch. Zahnärztl. Z. 48
485-691.

- 27)** German MJ, Carrick TE, McCabe JF. 2008. Surface detail reproduction of elastomeric impression materials related to rheological properties. Dent Mater, 24 (7):951-956.
- 28)** Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. 2000. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. J Prosthet Dent 83(1):40-49.
- 29)** Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. 2010. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. Int J Prosthodont, 23 (5):434-442.
- 30)** Guess PC, Selz CF, Steinhart YN, Stampf S, Strub JR. 2013. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. Int J Prosthodont. 26:21–5.
- 31)** Hahn R, Löst C. 1992. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z. 47:659.
- 32)** Hajtő J. 2010. Gesichtspunkte zur Präparation von CAD/CAM-gefertigten Restaurationen. ZMK Jg. 26 Sonderheft Mai 2010 Zahnheilkunde.
- 33)** Harsono M, Simon JF, Stein JM, Kugel G. 2013. Evolution of chairside CAD/CAM dentistry. Tex Dent J 130(3):238–44.
- 34)** Heintze SD. 2007. Systematic Review: I. The correlation between laboratory test on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. J Adhes Dent. 9:77–106.

- 35)** Hofmann M, Ludwig P. 1968. Über das Dimensionsverhalten verschiedener Abdruckwerkstoffe im Hinblick auf ihre Eignung für das Korrekturabdruckverfahren (1+2). Dtsch Zahnärztl Z 23 6-19 (1. Teil) 438-449 (2. Teil).
- 36)** Hofmeister E. 2008. Studie zur Optimierung von Modellsystemen bei der Fertigung implantatgetragener Suprakonstruktionen. [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- 37)** Horn HR. 1982. Kronen und Brücken als Therapie. Berlin: Quintessenz Verlags GmbH.
- 38)** Hugo B. 1999. Oscillating procedures in the preparation technic (I). Schweiz Monatsschr Zahnmed 109(2):140-60
- 39)** Hung S, Purk J, Tira D, and Eick JD. 1992. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. J Prosthet Dent, 67: 583-589.
- 40)** Karlsson S. 1993. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. Acta Odontol Scand. 51:129–34.
- 41)** Kern M., Pröbster L. 2002. Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. Dental-praxis, 14:269-276.
- 42)** Kern M. (2007). Digitalisierungstrend setzt sich fort. DZW ZahnTechnik, Ausgabe 6-7.
- 43)** Kimoto K, Tanaka K, Toyoda M, Ochiai KT. 2005. Indirect latex glove contamination and its inhibitory effect on vinyl polysiloxane polymerization. J Prosthet Dent, 93 (5):433-438.

- 44)** Krämer N, Frankenberger R. 2005. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent. Mater* 21:262-271.
- 45)** Lehmann KM und Hartmann F. 1982. Untersuchungen zur Genauigkeit von Doppelabformungen. *Die Quintessenz*, 33: 985-987.
- 46)** Lehmann KM, Zettel R, Gente M. 1988. Accuracy of fit of castings in relation to impression, model and technical parameters. *Dtsch Zahnärztl Z*, 43 (4):473-476.
- 47)** Luthardt R und Rudolph H. 2001. Der richtige Werkstoff. *ZWP*; 4: 12-16.
- 48)** Luthardt RG, Holzhueter MS, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. 2002. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 81:487.
- 49)** Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. 2004. An innovative method for evaluation of 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont*, 17:680-685.
- 50)** Luthardt RG, Loos R, Quaas S. 2005. Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. *Int J Comput Dent*, 8:283-294.
- 51)** Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schuhmacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. 2005. Strength and reliability of four- unit allceramic posterior bridges. *Dent Mater* 21:930-937.
- 52)** Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. 2004. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*. 29:481–508.

- 53)** Mandikos MN. 1998. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. Aust Dent J 43:428-434.

- 54)** Marx R. 1993. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236.

- 55)** Marxkors R. 1978. Impression of tooth-containing jaws by individual trays. ZWR, 87 (14): 682-684.

- 56)** Marxkors R, Meiners H. 2005. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Köln u.a.:Dt. Zahnärzte-Verl. DÄV.

- 57)** McCabe JF, Walls AWG. 2008. Applied Dental Materials. 9th edition. Copenhagen: Blackwell Munksgaard.

- 58)** McLean JW, von Fraunhofer JA. 1971. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J. 131:107–11.

- 59)** Mehl A. 2001. Technologische Grundlagen und Klassifizierungen. ZWP; 4: 6-9.

- 60)** Meiners, H. 1977. Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien, Theoretische und Experimentelle Untersuchungen . Hanser, München – Wien.

- 61)** Michalakis KX, Bakopoulou A, Hirayama H, Garefis DP, Garefis PD. 2007. Pre- and post-set hydrophilicity of elastomeric impression materials. J Prosthodont, 16 (4):238-248.

- 62)** Millar BJ, Dunne SM, Nesbit M. 1995. A comparison of three wetting agents used to facilitate the pouring of dies. J Prosthet Dent, 74 (4):341-344.

- 63)** Millar BJ, Dunne SM, Robinson PB. 1997. The effect of a surface wetting agent on void formation in impressions. *J Prosthet Dent*, 77 (1):54-56.
- 64)** Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. 2009. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 28(1):44-56.
- 65)** Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. 1996. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent Mater*.12:245–9.
- 66)** Mörmann WH, Krejci I. 1992. Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. *Quintessence Int*.23:109–15.
- 67)** Mörmann WH. 2006. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 137 Suppl:7-13.
- 68)** Munz D, Fett T. 1989. *Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe*, Springer, Berlin-Heidelberg.
- 69)** Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. 2000. Accuracy of three polyvinyl siloxane puttywash impression techniques. *J Prosthet Dent*, 83 (2):161-165.
- 70)** Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. 2002. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *Journal of Oral Rehabilitation*. 29(4):357–361.
- 71)** Noack T, Balkenhol M, and Wöstmann B. 2004. Möglichkeiten und Grenzen der Doppelmischabformung bei prothetischer Versorgung. *Zahnärztl Welt*, 113: 451-454.

- 72)** Omar R, Abdullah MA, Sherfudhin H. 2003. Influence on dimensional accuracy of volume of wash material introduced into pre-spaced putty/wash impressions. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 11(14):149-155.
- 73)** Peregrina A, Land MF, Feil P, Price C. 2003. Effect of two types of latex gloves and surfactants on polymerization inhibition of three polyvinylsiloxane impression materials. *J Prosthet Dent*. 90(3):289-92.
- 74)** Perrson AS, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. 2009. Digitization of stimulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater* 25(7):929-936.
- 75)** Pilathadka S, Vahalova D. 2007. Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 50(2):101-4.
- 76)** Pospiech P, Tinschert J. 2004. *Keramik-Vollkeramik, Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme*. Seefeld: 3M Espe.
- 77)** Raigrodski AJ. 2004. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 92(6):557-562.
- 78)** Rau G. 2002. Impression taking by using Panasil binetics putty and the separating foil Plicafol- an application report. In: *Kneading by Hand is not necessary anymore*. DZW, 19.
- 79)** Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. 2011. Performance of Dental Ceramics: Challenges for Improvement. *J Dent Res*. 90:937–52.
- 80)** Sadat-Khonsari MR, Fenske C, Jüde HD, Gütschow F. 1999. Untersuchungen zur Korrekturabformung. *ZWR*, 108:288-291.

- 81)** Sadoun M. 1996. In-Ceram: 10 Jahre in der Erprobung . In: Kappert H, Hrsg. Vollkeramik: Werkstoffkunde-Zahntechnik-klinische Erfahrung. Berlin:Quintessenz Verlag 193-221.

- 82)** Schäfer O, Schmidt M, Göbel R, Küpper H. 2010. Indexing the Spacial accuracy of Newly-Developed Impression Materials. J Dent Res, 89 (Spec Iss B):1309-10.

- 83)** Schäfer O, Schmidt M, Goebel R, Küpper H. 2012. Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: An in vitro study. J Prosthet Dent, 108(3):165-172.

- 84)** Schäfer O. 2011. Experimentelle Untersuchungen zum Benetzungsverhalten, Fließverhalten und zur Dimensionsstabilität elastomerer Abformmaterialien. [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.

- 85)** Schäfer O, Küpper H, Sigusch BW, Thompson GA, Hefti AF, Güntsch A. 2013. Three-dimensional fit of lithium disilicate partial crowns in vitro. J Dent 41(3):271-7.

- 86)** Schäfer O, Decker M, Wittstock F, Küpper H, Güntsch A. 2014. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. J Dent.42(6):677-83.

- 87)** Schmidt A, Michael W, Böning K.1998.CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. Quintessenz(49); 1111-1122.

- 88)** Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. 2006. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. J Prosthet Dent. Mar; 95(3):237-42.

- 89)** Silva NR, de Souza GM, Coelho PG, Stappert CF, Clark EA, Rekow ED, et al. 2008. Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system. *Journal of biomed mater res. Part B, Applied biomaterials*.84:117–23.

- 90)** Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. 2006. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior leucite-reinforced ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 95(6):421–9.

- 91)** Stachniss, V., Kolbow, G. 1977. Fehler bei der Korrekturabformung und ihre Vermeidung. *Dtsch Zahnärztl Z* 32, 934 – 936.

- 92)** Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR. 2005. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent*. 94(2):132-9.

- 93)** Stelzig, J. 2009. Shark Fin Test und rheologische Eigenschaften von elastomeren Abformmaterialien: Eine Korrelationsanalyse. [Dissertation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität.

- 94)** Stober JR, Johnson GH, Schmitter M. 2010. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Jam Dent Assoc*, 137:1289-1296.

- 95)** Stoll R, Sieweke M, Pieper K, Stachniss V, Schulte A. 1999. Longevity of cast gold inlays and partial crowns-a retrospective study at a dental school clinic. *Clin Oral Investig*.3:100–4.

- 96)** Studer SP, Wettstein F, Lehner C, Zullo TG, Scharer P. 2000. Long-term survival estimates of cast gold inlays and onlays with their analysis of failures. *J Oral Rehabil*. 27:461–72.

- 97)** Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, 2nd, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. 2002. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material and time. *J Prosthodont*, 11(2):98-108.
- 98)** Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spieckermann H. 2001. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, zirconia- based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 14:231.
- 99)** Tsitrou EA, van Noort R. 2008. Minimal preparation designs for single posterior indirect prostheses with the use of the Cerec system. *Int J Comput Dent*.11:227–40.
- 100)** Van Dijken JW, Hasselrot L. 2010. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dent Mater*. 26:929–39.
- 101)** Viohl J. 2000. Abformwerkstoffe. In: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, edited by Kappert HF. Stuttgart: Thieme-Verlag.
- 102)** Wadhvani CP, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ. 2005. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 93 (6):530-539.
- 103)** Walker MP, Ries D, Borello B. 2008. Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression materials viscosity. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Jul Aug; 23(4):669-74.
- 104)** Walther W, Heners M. 1995. Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde. Anspruch und Wirklichkeit. Heidelberg: Hüthig.
- 105)** Wirz J. 1998. Die Bedeutung des individuellen Abformlöffels. *Quintessenz Zahntech*, 24: 907-915.

- 106)** Wittstock F. 2012. Dreidimensionale digitale Analyse der internen und marginalen Passung gepresster Lithiumdisilikat-Teilkronen in vitro. [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- 107)** Wöstmann, B. 1992. Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde Habil., Münster.
- 108)** Wöstmann B. 1996. Klinische Bestimmungsvariablen bei der Abformung präparierter Zähne. Stomatologie 93(2):51-57.
- 109)** Wöstmann B. 2005. Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. Zahnärztl Mitteilung, 95: 32-39.
- 110)** Wöstmann B, Rehmann P, Trost D, Balkenhol M. 2008. Effect of different retraction and impression techniques on the marginal fit of crowns. J Dent 36(7):508-512.
- 111)** Wöstmann B, Powers JM. 2009. Abformkompendium ESPERTISE, Präzisionsabformungen- Ein Leitfaden für Theorie und Praxis.
- 112)** Zhang Y, Kim JW, Bhowmick S, Thompson VP, Rekow ED. 2009. Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: flat model systems. J biomed mater res. Part B, Applied biomaterials. 88:402–11.

III. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. habil. Arndt Güntsch für die freundliche Überlassung des Themas sowie die motivierende Unterstützung während der Erstellung der Arbeit.

Ich danke den Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde und Herrn Dr. Oliver Schäfer für die kompetente Unterstützung beim Umgang mit der dreidimensionalen Vermessungssoftware und die wertvollen Anregungen und Hinweise zu dieser Arbeit.

Außerdem gilt mein Dank den beteiligten Dentalfirmen für die freundliche Überlassung aller im Rahmen der experimentellen Versuche benötigten Arbeitsmaterialien.

Des Weiteren danke ich den Mitarbeitern der Firma *OTTO Vision Technology GmbH* für die Bereitstellung des optischen Digitalisiersystems, sowie die jederzeit kompetente Hilfestellung bei der Durchführung der Versuche.

Mein besonderer Dank gilt meiner Familie und meinem Lebensgefährten Herrn ZA Marco Dziwak, der mir besonders bei zahntechnischen Fragestellungen sowie emotional eine große Stütze war.

IV. Lebenslauf

Name	Wenzl
Vornamen	Christina Susanne
Geburtsdatum	05.02.1991
Geburtsort	Würzburg
09/1997 – 07/2001	Leonhard-Frank-Grundschule Würzburg
09/2001 – 06/2010	Wirsberg-Gymnasium Würzburg
2010	Allgemeine Hochschulreife
10/2010 – 12/2015	Studium der Zahnheilkunde an der Friedrich-Schiller-Universität in Jena
12/2015	Approbation zur Zahnärztin
01/2016 – 03/2017	Vorbereitungsassistentin Saalepraxis
Seit 04/2017	Weiterbildungsassistentin Facelook Concept, Jena

V. Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Herr Prof. Dr. med. dent. habil. Arndt Güntsch,

Herr Dr. Oliver Schäfer,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 25.04.2017

Christina Susanne Wenzl